

**DIE RÖNTGENOLOGISCHE BESTIMMUNG DES
REELLEN SCHENKELHALSSCHAFT- UND
ANTETORSIONSWINKELS**

- Das Verfahren nach Rippstein und Müller -

Korrektur der Umrechnungstabelle und

Untersuchung der Einflüsse von Lagerungsfehlern

STEPHAN GRUNERT

1987

Disbui. München





Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München

Vorstand Prof. Dr. med. H.J. Refior

DIE RÖNTGENOLOGISCHE BESTIMMUNG DES REELLEN
SCHENKELHALSSCHAFT- UND ANTETORSIONSWINKELS

- Das Verfahren nach Rippstein und Müller -

Korrektur der Umrechnungstabelle und
Untersuchung der Einflüsse von Lagerungsfehlern

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Stephan Grunert

aus

Wellheim

Jahr

1987

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstätter: Priv.-Doz. Dr. R. Brückl

Mitberichterstätter: Prof. Dr. H.J. Refior
Prof. Dr. B. Rosemeyer

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.1987

Mein Dank gilt Herrn Priv.Doz. Dr. Brückl
für die Überlassung des Themas
und die phantastische Betreuung.

<u>1. Einleitung</u>	1
<u>2. Definition und Konstruktion des CCD- und AT-Winkels</u>	2
2.1 Femurschaftachse	2
2.2 Hüftkopfmittelpunkt	2
2.3 Femurhalsachse	2
2.4 CCD-Winkel	3
2.5 AT-Winkel	3
<u>3. Die röntgenologische Bestimmung des reellen CCD- und AT-Winkels nach RIPPSTEIN und MÜLLER</u>	7
3.1 Prinzip	7
3.2 Ableitung der Umrechnungsformeln	8
3.3 Korrektur der bestehenden Umrechnungstabellen	9
3.4 Einfluß des Winkels zwischen Femurschaftachse und Traglinie	9
<u>4. Einfluß von Lagerungsfehlern auf die Genauigkeit der Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER</u>	23
4.1 Grundanforderungen an Meßverfahren	23
4.2 CCD-Winkel	25
4.2.1 Abduktion und Adduktion	25
4.2.2 Außenrotation und Innenrotation	25
4.2.3 Beugung und Überstreckung	25
4.2.4 Kombination von Lagerungsfehlern	26
4.2.5 Ergebnis	26
4.3 AT-Winkel	35
4.3.1 veränderte Abduktion	35
4.3.2 Außenrotation und Innenrotation	35
4.3.3 veränderte Beugung	36
4.3.4 Kombination von Lagerungsfehlern	36
4.3.5 Ergebnis	37
4.4 Zusammenfassung	37
<u>5. Alternativen zum Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER</u>	45
5.1 Kinematographische CCD- und AT-Winkelbestimmung nach SCHWETLICK	45
5.2 Kombination der rAT-Winkelbestimmung in Außen- rotation nach ROGERS sowie einer ap-BUS-Aufnahme in Innenrotation entsprechend der rAT	46
5.2.1 Verfahren nach ROGERS	46
5.2.2 ap-Aufnahme in Innenrotation entsprechend der Antetorsion	46
5.3 Ergebnis	47
<u>6. Zusammenfassung und Diskussion</u>	52
<u>7. Anhang: Normalwerte des CCD- und AT-Winkels</u>	54
7.1 CCD-Winkel	54
7.2 AT-Winkel	59
<u>8. Literatur</u>	66

1. Einleitung

Die Bestimmung des reellen Schenkelhalsschaft (CCD)- und Antetorsionswinkels (AT) erfolgt im deutschen Sprachraum üblicherweise nach dem von RIPPSTEIN (1955) und MÜLLER (1957) angegebenen Verfahren (MÜLLER, PÜSCHL, DEBRUNNER, DIHLMANN, TÖNNIS, u.v.a.), welches prinzipiell identisch mit der 1953 von DUNLAP, SHANDS et al., sowie von RYDER u. CRANE publizierten Methode ist. (Ein Unterschied besteht lediglich im Grad der bei der axialen Antetorsionsaufnahme vorgenommenen Abduktion des Oberschenkels.)

Dieses orthopädische Standardverfahren zur Messung der Winkelverhältnisse am proximalen Femurende wird im Folgenden genau beschrieben;

seine Möglichkeiten und Grenzen werden aufgezeigt, die bestehenden Umrechnungstabellen korrigiert und erstmals Formeln und Diagramme zur Ermittlung der Auswirkungen von Lagerungsfehlern angegeben.

Schließlich werden zwei Alternativverfahren zur Bestimmung des reellen CCD- und AT-Winkels in speziellen Fällen empfohlen.

Im Anhang findet sich eine umfangreiche Sammlung von Normalwerten des CCD- und AT-Winkels.

Anmerkung:

Um den Text durch die zahlreichen Abbildungen und Tabellen nicht zu zerstückeln, wurden diese jeweils am Ende der einzelnen Kapitel zusammengefaßt.

2. Definition und Konstruktion des CCD- und AT-Winkels

Zur Konstruktion des CCD- und AT-Winkels im Röntgenbild müssen die Femurschaftachse, der Hüftkopfmittelpunkt und die Femurhalsachse bestimmt werden.

2.1 Femurschaftachse

Die Femurschaftachse ist die Gerade, die die Mittelpunkte der durch die kranialen und mittleren Drittel, bzw. durch die mittleren und distalen Drittel gelegten Querschnittsebenen verbindet (MÜLLER).

Die Femurschaftachse ist also die Mittellinie zwischen den sichtbaren Schaftkonturen unterhalb des Trochantermassivs (DEBRUNNER) oder die Verbindungslinie der Halbierungspunkte zweier Querdurchmesser des subtrochanteren Femurschaftes (DIHLMANN). (Abb. 2.1)

2.2 Hüftkopfmittelpunkt

Der Hüftkopfmittelpunkt wird mit konzentrischen Kreisen ermittelt, die über die Kopfkonturen gelegt werden.

Bei Erwachsenen ist die Bestimmung des Kopfmittelpunktes unter normalen Verhältnissen, in denen der Femurkopf ein fast ideales Kreissegment bildet, leicht. Beim Kind sind wegen der Verknorpelung und besonders bei mehr oder weniger entrundeter Epiphyse die Verhältnisse schwieriger zu beurteilen.

Zu beachten ist ferner, daß beim Kind die Epiphyse nur einen Teil des Hüftkopfes bildet; etwa ein Viertel wird vom medialen Teil des Femurhalses gebildet. Daher werden zur Bestimmung des Kopfmittelpunktes beim Kind folgende zwei Bezugspunkte gewählt:

1. der lateralste Punkt der Kopfeipiphyse
2. die mediale Halsecke
(=Schenkelhalsspitze, =Diaphysenstachel)
(MÜLLER)

Diese Bezugspunkte erlauben eine zuverlässige Bestimmung des Hüftkopfmittelpunktes (PÖSCHL). (Abb. 2.2)

Bei stark deformierten Hüftköpfen muß entschieden werden, ob das stärker gewölbte oder das flachere Kopfstück mehr zu berücksichtigen ist. Es wird dann meist der Abschnitt gewählt, der belastet ist (DEBRUNNER).

Die genaueste Bestimmung ist natürlich auf dem Arthrogramm möglich.

Unter normalen Verhältnissen ist die Bestimmung des Hüftkopfmittelpunktes kein Problem, sie wird allerdings unsicher und ungenau bei stark deformierten Köpfen.

2.3 Femurhalsachse

Die Femurhalsachse ist die Verbindungslinie zwischen dem Kopfzentrum und der Mitte der engsten Stelle des Femurhalses (GRUNEWALD, v.LANZ, MÜLLER).

Die Konstruktion erfolgt nach dem von MÜLLER angegebenen Verfahren:

Man schlägt einen Kreisbogen um den Hüftkopfmittelpunkt, der den tiefsten Punkt der äußeren Halskontur schneidet und führt ihn gegen die innere Halskontur weiter.

Die Mitte dieses Bogenabschnittes ist eindeutig festzulegen. Die Verbindungsgerade dieses Mittelpunktes der engsten Stelle des Femurhalses mit dem Hüftkopfmittelpunkt ergibt die Femurhalsachse. (Abb. 2.3)

Bei einer Coxa vara nimmt man anstelle der inneren Halskontur eine Linie, die senkrecht zur Femurschaftachse verläuft und die innere Kante (D) des verkürzten Halses berührt. (Abb. 2.3)

Probleme ergeben sich dann, wenn die Hüftkopfepiphyse gegenüber dem Femurhals verschoben ist; für diesen Fall fordern DUNLAP u. SHANDS: The central axis of the femoral neck lies mid-way between the cortical borders of the neck. The femoral head, or epiphysis, is often found to be in an asymmetrical position on the neck, and its center should not be used as one of the points for the determination of the central axis on the film.

2.4 CCD-Winkel

Der Schenkelhals-Schaft-Winkel oder Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD) ist der nach innen offene Winkel zwischen den Längsachsen von Femurhals und Femurschaft.

Er wird in der von diesen beiden Achsen aufgespannten Ebene gemessen. (Abb. 2.4)

Aufgrund der Antetorsion des Schenkelhalses liegt der CCD-Winkel schräg im Raum; seine wahre, reelle Größe (rCCD) wird im Röntgenbild nur dann direkt erfaßt, wenn der Schenkelhals parallel zum Röntgenfilm liegt.

Steht der Schenkelhals nicht parallel zum Röntgenfilm, so erfährt der CCD-Winkel eine mehr oder weniger starke Verzeichnung und ist als "projizierter" CCD-Winkel (pCCD) zu bezeichnen (dabei ist der pCCD-Winkel stets größer als der rCCD-Winkel, solange $rCCD > 90^\circ$). (Abb. 2.6)

2.5 AT-Winkel

Der Antetorsions- (AT-) Winkel ist der Winkel zwischen der Ebene, die von Femurschaft- und Halsachse gebildet wird, und der Ebene, die von Femurschaft- und Kniekondylenquerachse aufgespannt wird; er wird in einer senkrecht zur Femurschaftachse liegenden Ebene bestimmt.

Betrachtet man den Femur von kranial in Richtung der Femurschaftachse, so schließen die Projektionen von Femurhalsachse und Kniekondylenquerachse den AT-Winkel ein. Der Femurhals zeigt normalerweise nach ventral-kranial vom Femurschaft weg; zeigt er nach dorsal, so liegt eine Retrotorsion oder negative Antetorsion vor. (Abb. 2.5, 2.6)



Abbildung 2.1 : Femurschaftachse
(modifiziert nach MÜLLER)

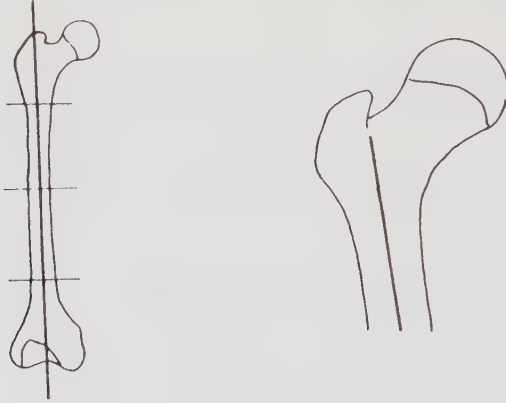


Abbildung 2.2 : Hüftkopfmittelpunkt
(modifiziert nach MÜLLER)

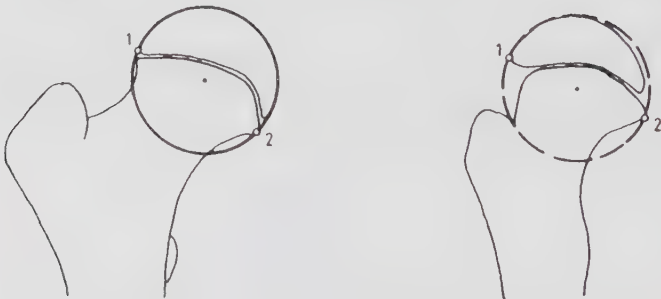


Abbildung 2.3 : Femurhalsachse
(modifiziert nach MÜLLER)

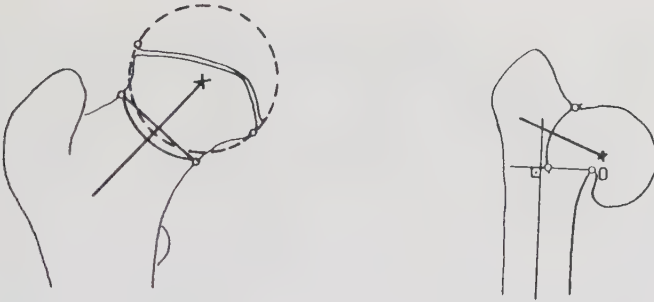
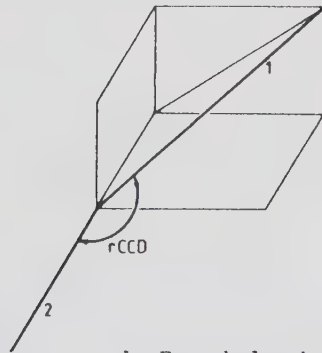


Abbildung 2.4 : CCD-Winkel



- 1: Femurhalsachse
- 2: Femurschaftachse

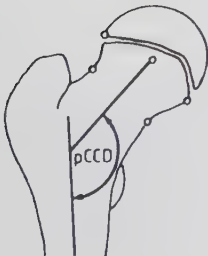
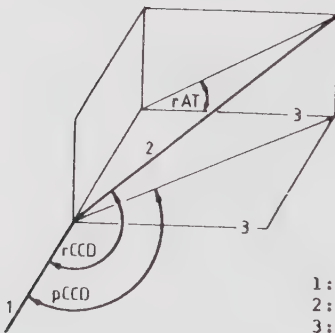


Abbildung 2.5 : AT-Winkel



Abbildung 2.6 : idealisiertes coxales Femurende



- 1: Femurschaftachse
- 2: Femurhalsachse
- 3: Parallele zur Knie-
kondylenquerachse

3. Die röntgenologische Bestimmung des reellen CCD- und AT-Winkels nach RIPPSTEIN und MÜLLER

3.1 Prinzip

Der CCD- und AT-Winkel sind Winkel im Raum; auf den gebräuchlichen Röntgenaufnahmen werden sie nicht in ihrer wahren, reellen Größe (rCCD, rAT), sondern in einer davon mehr oder weniger abweichenden, projizierten Größe (pCCD, pAT) abgebildet.

Zur Bestimmung der reellen Winkelwerte werden nach RIPPSTEIN und MÜLLER zwei Röntgenaufnahmen angefertigt:

- a) Auf der ap-Beckenübersichtsaufnahme in Neutral-O-Stellung wird der in die von Femurschaftachse und Kniekondylenquerachse aufgespannte Ebene projizierte pCCD-Winkel bestimmt. (Abb. 3.1)
- b) Die zweite Röntgenaufnahme erfolgt etwa in Schaftrichtung; um jedoch eine brauchbare Aufnahme zu erhalten, wird der Femur um 20° abduziert (90° Hüft- u. Kniebeugung, 0° Rotation). Auf dem Röntgenbild entsteht daher nicht der rAT-Winkel, sondern ein durch diese 20° Abduktion verprojizierter pAT-Winkel. (Abb. 3.2)

Die projizierten Winkel können mit Hilfe zweier Formeln, bzw. einer Tabelle in die reellen Winkelwerte (rCCD, rAT) umgerechnet werden.

Technik der axialen Antetorsionsaufnahme nach RIPPSTEIN und MÜLLER:

Der Patient liegt in Rückenlage, Hüft- und Kniegelenke sind 90° gebeugt, die Oberschenkel stehen senkrecht zur Tischplatte und um 20° von der Mittellinie abgespreizt; die Unterschenkel liegen parallel auf zwei Beinhaltern, der Zentralstrahl ist auf die Symphyse eingestellt (RIPPSTEIN, MÜLLER). (Abb. 3.3)

Auf dem Lagerungsgerät nach RIPPSTEIN bilden zwei nach der Seite und nach oben und unten verstellbare Beinhalter einen nach oben offenen Winkel von 40° (je 20° Abduktion). (Abb. 3.4)

Die Querstange des Apparates entspricht der dorsalen Femurkondylenachse und wird automatisch am Unterrand der Röntgenaufnahme mitabgebildet. Die beiden seitlichen Schienen sind so konstruiert, daß sie in die seitlichen Rinnen des Röntgentisches passen. Der Patient zieht die Querschiene des Apparates kräftig nach oben, so daß die Oberschenkel in eine senkrechte Stellung zum Aufnahmefeld kommen (Kontrolle mittels Bleischnur oder Winkelschiene). Die Mitte des Lagerungsgerätes muß auf die Körpermittelachse eingestellt sein. Der Zentralstrahl trifft auf den oberen Rand der Symphyse.

Ist ein Hüftgelenk in seiner Bewegung eingeschränkt, so kann für jedes Hüftgelenk je eine Aufnahme angefertigt werden. Hierbei ist es unwichtig, ob das Becken verdreht oder schief liegt, weil die Messung nur am Femur vollzogen wird und sich nicht auf das Becken bezieht.

Bei dieser Technik dient der Schatten der Metallquerstange des Halteapparates als Ersatz für die Kniekondylenquerachse. Für die Genauigkeit der Darstellung ist es also wesentlich, daß die Kondylenquerachse tatsächlich parallel zu dieser Schiene eingestellt wird (PÖSCHL).

Außerdem muß unbedingt darauf geachtet und auf den Röntgenbildern kontrolliert werden, daß die Sitzbeine der Querachse des Lagerungsgerätes in gleichem Abstand fest anliegen.

3.2 Ableitung der Umrechnungsformeln

Sowohl RIPPSTEIN als auch MÜLLER haben in ihren Formeln drei (!) Druckfehler:

$$(1) \tan rAT = \underbrace{pAT} \cdot \frac{\cos(pCCD-90^\circ-\text{Abduktionswinkel})}{\cos pCCD - 90};$$

$$\text{statt: } \tan rAT = \tan pAT \cdot \frac{\cos(pCCD-90^\circ-\text{Abduktionswinkel})}{\cos(pCCD-90^\circ)};$$

$$(2) \cot rCCD = \cot pCCD \cdot \cancel{\cos} rAT;$$

$$\text{statt: } \cot rCCD = \cot pCCD \cdot \cos rAT;$$

Da beide Formeln ständig in dieser falschen Form zitiert werden (lediglich MORSCHER korrigiert zwei der 3 Druckfehler, sowie GROSS u. HAIKE einen der 3 Druckfehler), soll hier einmal ausführlich die mathematisch an sich einfache und problemlose Ableitung demonstriert werden. (Abb. 3.5)

- Auf der ap-Beckenübersichtsaufnahme in Neutral-O-Stellung wird der pCCD-Winkel in der Ebene ABCD gemessen (= Winkel HAC).
- Auf der axialen Antetorsionsaufnahme im Lagerungsgerät nach RIPPSTEIN wird der pAT-Winkel in der Ebene D'CE'F' gemessen (= Winkel E'D'C').

Durch die Hüftbeugung um 90° erfolgt die Röntgenprojektion in eine Ebene parallel zu D'CE'F', bzw. DCEF;
die Abduktionsbewegung (α) erfolgt in der Ebene ABCD
→ $\overline{CE} = \overline{CE}$; $\overline{AC} = \overline{AC}$;

Ableitung:

$$(180^\circ - rCCD) = \text{Winkel DAE}; \quad \cot(180^\circ - rCCD) = \frac{\overline{DA}}{\overline{DE}};$$

$$(180^\circ - pCCD) = \text{Winkel DAC}; \quad \cot(180^\circ - pCCD) = \frac{\overline{DA}}{\overline{DC}};$$

$$rAT = \text{Winkel EDC}; \quad \cos rAT = \frac{\overline{DC}}{\overline{DE}};$$

$$\cot(180^\circ - rCCD) = \cot(180^\circ - pCCD) \cdot \frac{\overline{DC}}{\overline{DE}}; \quad \boxed{\cot rCCD = \cot pCCD \cdot \cos rAT;}$$

$$\tan rAT = \frac{\overline{CE}}{\overline{DC}}; \quad \tan pAT = \frac{\overline{CE'}}{\overline{DC}}; \quad \text{mit: } \overline{CE} = \overline{CE'};$$

$$\tan rAT = \tan pAT \cdot \frac{\overline{DC}}{\overline{DC}};$$

$$(pCCD-90^\circ-\alpha) = \text{Winkel } \overline{C'AB'}; \quad \cos(pCCD-90^\circ-\alpha) = \frac{\overline{AB'}}{\overline{AC'}};$$

$$(pCCD-90^\circ) = \text{Winkel CAB}; \quad \cos(pCCD-90^\circ) = \frac{\overline{AB}}{\overline{AC}}; \quad \text{mit: } \overline{AC} = \overline{AC'};$$

$$\frac{\cos(pCCD-90^\circ-\alpha)}{\cos(pCCD-90^\circ)} = \frac{\overline{AB'}}{\overline{AB}} = \frac{\overline{DC'}}{\overline{DC}};$$

$$\boxed{\tan rAT = \tan pAT \cdot \frac{\cos(pCCD-90^\circ-\text{Abduktionswinkel})}{\cos(pCCD-90^\circ)};}$$

3.3 Korrektur der bestehenden Umrechnungstabellen

Für den routinemäßigen Gebrauch haben RIPPSTEIN und MÜLLER je eine Umrechnungstabelle aufgestellt. Diese Tabellen sind nicht identisch, sondern weichen in einigen Werten um bis zu 4° voneinander ab.

In beiden Tabellen liegen ebenfalls Druckfehler oder einzelne Rechenfehler vor.

Die Umrechnungstabelle wurde daher nach den exakten Formeln ohne Rechen- oder Druckfehler (mit einem einzigen Computerprogramm) noch einmal errechnet. Diese korrigierte Umrechnungstabelle weicht von der RIPPSTEIN'schen Tabelle in 11 Fällen um 3° und in einem Fall um 4° ab; von der MÜLLER'schen Tabelle unterscheidet sie sich in 10 Fällen um 3° , in 3 Fällen um 4° und in je einem Fall um 5° bzw. 6° . (Tab. 3.1, 3.2, 3.3)

3.4 Einfluß des Winkels zwischen Femurschaftachse und Traglinie

Bei der hier besprochenen AT- und CCD-Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN, MÜLLER, bzw. RYDER u. CRANE sowie DUNLAP, SHANDS et al. wird der Winkel zwischen Femurschaftachse und Traglinie (Abb. 3.6) entweder als vernachlässigbar klein angesehen oder von vornherein überhaupt nicht berücksichtigt.

Von keinem der Autoren wird allerdings das durch diese vereinfachende Annahme bedingte Fehlerausmaß näher ermittelt; dies soll im Folgenden geschehen:

Wir gehen dabei weiterhin von der üblichen Definition des AT-Winkels und den üblichen Formeln (in korrigierter Form) - auf denen ja sämtliche Normwerte aufbauen - aus.

Die Berechnungen von ELSASSER u. WALKER, die Ähnliches versuchten, lehnen wir ab, da sie auf einem methodischen Fehler aufbauen. Sie definieren nämlich den AT-Winkel in einer Ebene senkrecht zur Traglinie. Dies ist falsch, denn der AT-Winkel wird korrekterweise in einer Ebene senkrecht zur Femurschaftachse bestimmt. Die auf diesem Fehler aufbauende Berechnung der Genauigkeit der Wertetabellen kann somit nicht verwendet werden.

Den Vorschlag von GEKELER, bei der RIPPSTEIN-Technik statt um 20° um etwa 26° abzuspreizen - um dadurch eine Abduktion der Femurschaftachse von 20° zu erreichen - halten wir für unglücklich; auf diese Weise wird die Positionierung in den vorhandenen Lagerungsgeräten noch weiter erschwert und auch ein Vergleich mit den vorhandenen Normwerten ist eigentlich nicht mehr zulässig. Zudem ist dieser Vorschlag von GEKELER nur für einen Winkel zwischen Traglinie und Femurschaftachse von genau 6° und einen AT-Winkel von 0° mathematisch exakt. Für steigende AT-Winkelwerte müßte eine Abduktion von weniger als 26° erfolgen.

Der mittlere Fehler, der durch die Vernachlässigung des Winkels zwischen Femurschaftachse und Traglinie in den tabellierten Werten (bzw. in den Formeln) enthalten ist, läßt sich unter folgenden Voraussetzungen näherungsweise berechnen:

- Die Abduktion des Femurs bei der axialen Antetorsionsaufnahme wird ausgehend von der Traglinie vorgenommen; in Neutral-0-Stellung liegt die Traglinie parallel zur Körperlängsachse.
- Der Winkel zwischen Femurschaftachse und Traglinie beträgt (in der von Femurschaft und -Hals aufgespannten Ebene) zwischen 5° und 7° , mit einem mittleren Wert von 6° (MIKULICZ, FICK, STRASSER, PAUWELS, MÜLLER).

- Das Verhältnis der Länge des Femurhalses zum Femurschaft schwankt relativ gleichmäßig um einen Mittelwert und ist unabhängig vom AT- und CCD-Winkel.
- Die hier betrachtete idealisierte Form des Femurs wird bestimmt durch den Hüftgelenks- und Kniegelenksmittelpunkt und den Schnittpunkt von Femurhalsachse und Femurschaftachse.

Die für die axiale Antetorsionsaufnahme notwendige Abduktion des Femurs (in der von Femurschaftachse und Kniekondylenquerachse aufgespannten Ebene = Ebene ABCD, siehe Abb. 3.6) wird also nicht - wie vereinfachend angenommen wurde - von der Femurschaftachse aus, sondern von der senkrechten Projektion der Traglinie in die Ebene ABCD aus vorgenommen.

Bezeichnet man den Winkel zwischen Femurschaftachse und Traglinie mit α und den Winkel zwischen Femurschaftachse und der senkrechten Projektion der Traglinie mit β , so gilt:

$$\tan \beta = \cos rAT \cdot \tan \alpha;$$

Da der Mittelwert von α 6° beträgt, gilt für ein mittleres β :

$$\tan \beta = \cos rAT \cdot \tan 6^\circ;$$

Auf der axialen Antetorsionsaufnahme bestehen nun folgende Projektionsverhältnisse: Der Femur wird in der Hüfte um 90° gebeugt und der Röntgenfilm liegt senkrecht zur Mittellinie (=Traglinie) des Femurs; von dieser Lage aus wird eine Abduktion des Femurs um 20° vorgenommen (Abb. 3.7).

Die Röntgenfilmebene ($D_{\perp}CEP_t$) steht also senkrecht zur senkrechten Projektion der Traglinie, die Ebene aber, in der der AT-Winkel definiert ist ($DCEF$) steht senkrecht zur Femurschaftachse.

Wird nun eine Abduktionsbewegung durchgeführt, so muß zunächst um den Winkel β abduziert werden, um die Femurschaftachse überhaupt erst senkrecht zur Röntgenfilmebene einzustellen. Für die effektive (in der Formel verwendete) Abduktion bleibt nurmehr der Winkel $20^\circ - \beta$ übrig (Abb. 3.8).

Unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse müssen die Umrechnungsformeln folgendermaßen verändert bzw. ergänzt werden:

$$(1)^* \tan rAT^* = \tan pAT \cdot \frac{\cos(pCCD - 90^\circ - (20^\circ - \beta))}{\cos(pCCD - 90^\circ)};$$

$$(2)^* \tan rCCD^* = \frac{\tan pCCD}{\cos rAT^*}; \quad \text{bzw.:} \quad \cot rCCD^* = \cot pCCD \cdot \cos rAT^*;$$

$$(3)^* \tan \beta = \cos rAT^* \cdot \tan 6^\circ;$$

Diese 3 Gleichungen lassen sich mit den aus den beiden Röntgenaufnahmen bekannten Werten $pCCD$ und pAT nicht lösen; es wäre mindestens eine weitere Röntgenaufnahme in einer zusätzlichen Ebene notwendig.

Will man die Gleichungen trotzdem lösen, so ist eine vereinfachende Annahme nötig:

Wir berechnen den Winkel β in Abhängigkeit von dem in üblicher Weise bestimmten rAT -Winkel und nicht - wie eigentlich notwendig - in Abhängigkeit vom rAT^* -Winkel gemäß der neu aufgestellten Formel;

$$\text{also } (3) \quad \tan \beta = \cos rAT \cdot \tan 6^\circ;$$

anstelle von $(3)^* \tan \beta = \cos rAT^* \cdot \tan 6^\circ$;
Im Folgenden wird gezeigt, daß diese vereinfachende Annahme nur minimale Abweichungen bedingt und daher zulässig ist:
 rAT wurde - im Gegensatz zu rAT^* - mit einem zu großen Abduktionswinkel berechnet; und zwar war der in die Formel (1) eingesetzte

Abduktionswinkel jeweils genau um β zu groß;

für $rAT^* = 0^\circ$ ergibt sich $\beta = 6,0^\circ$

$rAT^* = 40^\circ$ $\beta = 4,6^\circ$

$rAT^* = 80^\circ$ $\beta = 1,05^\circ$;

Der Fehler bei der rAT -Bestimmung (im Vergleich zum exakten rAT^*) ist also bedingt durch einen zwischen 6° und 1° zu großen Abduktionswinkel. Dieser Fehler kann anhand der Formeln (1) und (2) mit einfacher Variation des Abduktionswinkels berechnet werden; er liegt - da ja für einen steigenden rAT^* -Winkel der Betrag des fälschlich erhöhten Abduktionswinkels (β) abnimmt - in jedem Fall unter $\pm 3^\circ$;

d.h. die auf die übliche Weise berechneten rAT -Werte sind auf $\pm 3^\circ$ genau. Für diese Diskrepanz zwischen rAT und rAT^* muß für β mit einem Fehler von deutlich unter $0,5^\circ$ gerechnet werden (Tab. 3.4). Da β nur einen mittleren Durchschnittswert darstellt und bei der Bestimmung der Winkel mit einer Meßungenauigkeit von etwa $\pm 1^\circ$ gerechnet werden muß, erscheint diese vereinfachte Bestimmung von β zulässig.

Die Berechnung des mittleren Fehlers der tabellierten Werte - der sich aus der Vernachlässigung des Winkels zwischen Schaftachse und Traglinie ergibt - erfolgt nun anhand der oben angegebenen ergänzten Umrechnungsformeln, mit der vereinfachenden Annahme bei der Formel (3): $\tan \beta = \cos rAT \cdot \tan 6^\circ$;
Der Fehler beträgt jeweils $|rAT - rAT^*|$ bzw. $|rCCD - rCCD^*|$ und ist in den Tabellen 3.5/3.6 graphisch dargestellt.

Da der mittlere Fehler der tabellierten Werte für die Bestimmung des $rCCD$ -Winkels maximal 2° beträgt und für die Bestimmung des rAT -Winkels nur in 7 Fällen maximal $3-5^\circ$ beträgt, kann er unserer Meinung nach zurecht vernachlässigt werden.

Abbildung 3.1 : Bestimmung des pCCD-Winkels auf der ap-BUS-Aufnahme in Neutral-O-Stellung
(modifiziert nach MÜLLER)

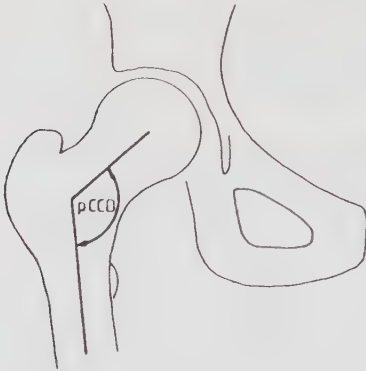
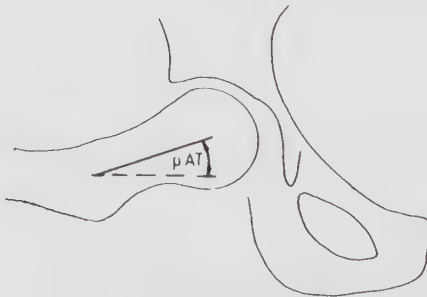


Abbildung 3.2 : Bestimmung des pAT-Winkels auf der axialen Antetorsionsaufnahme nach RIPPSTEIN und MÜLLER
(modifiziert nach MÜLLER)



Metallschiene $\hat{=}$ Kniekondylenquerachse

Abbildung 3.3 : Lagerung zur axialen Antetorsionsaufnahme
nach RIPPSTEIN und MÜLLER

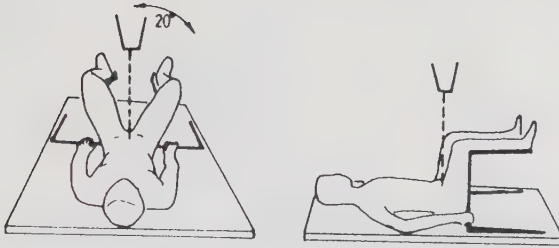


Abbildung 3.4 : Lagerungsgerät nach RIPPSTEIN

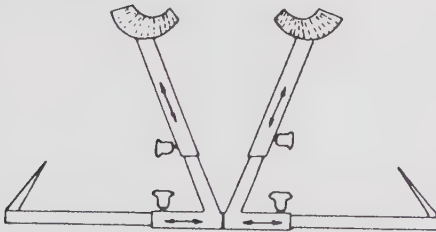


Abbildung 3.6 : Femurschaftachse und Traglinie

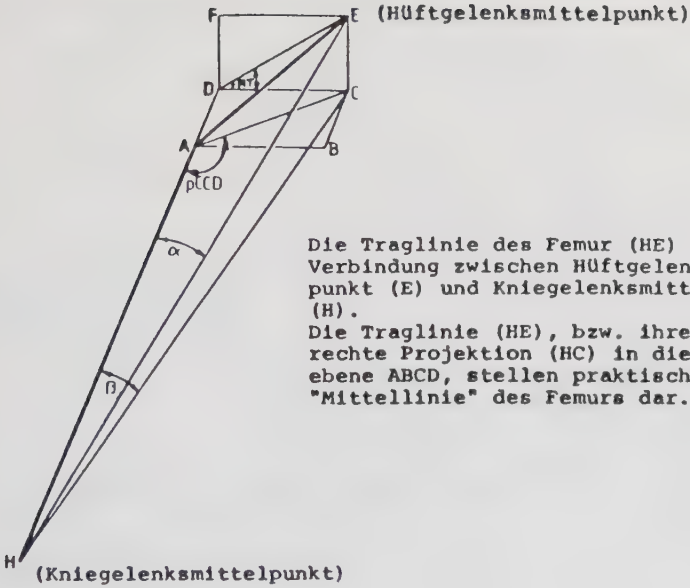


Abbildung 3.7 : Projektionsverhältnisse auf der axialen Antetorsionsaufnahme.

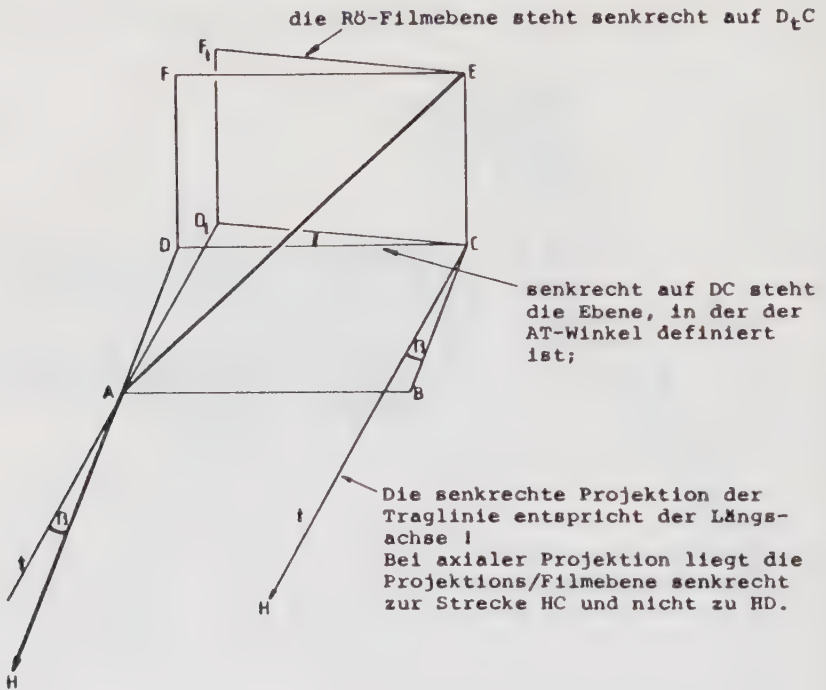
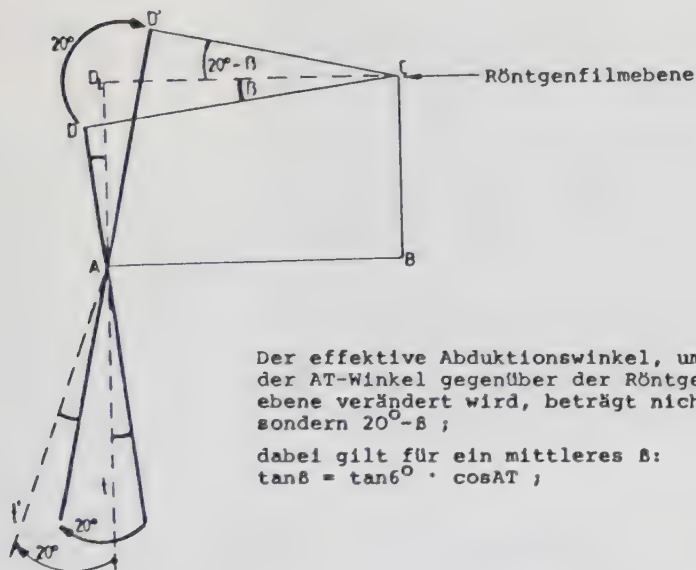


Abbildung 3.8 : Darstellung des effektiven Abduktionswinkels
(Zur Vereinfachung wird aus der Abb. 3.7
lediglich die Ebene ABCD betrachtet.)



Der effektive Abduktionswinkel, um den
der AT-Winkel gegenüber der Röntgenfilm-
ebene verändert wird, beträgt nicht 20° ,
sondern $20^\circ - \beta$;

dabei gilt für ein mittleres β :

$$\tan \beta = \tan 6^\circ \cdot \cos \alpha$$

Tabelle 3.1 : Umrechnungstabelle von RIPPSTEIN

		Gesamter Azimutswinkel															
		8	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
		4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
Gesamter Scherwinkelschritt	100	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	105	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	110	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	115	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	120	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	125	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	130	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	135	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	140	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	145	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	150	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	155	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	160	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	165	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80
	170	4	10	18	80	85	80	85	40	45	80	85	80	85	70	78	80

Tabelle 3.2 : Umrechnungstabelle von MÜLLER

		Projizierter Azimutswinkel - Proj. AT 4															
		5°	10°	15°	20°	25°	30°	35°	40°	45°	50°	55°	60°	65°	70°	75°	80°
		4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
Projizierter Centum-Cellum-Diaphyren-Winkel = Proj. CCD 4	100°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	105°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	110°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	115°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	120°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	125°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	130°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	135°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	140°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	145°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	150°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	155°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	160°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	165°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	170°	4	9	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80

Reeller AT 4 (obere Zahl) und reeller CCD 4 (untere Zahl)

* Werte vom Verf. geschätzt

Tabelle 3.3 : Korrigierte Umrechnungstabelle
zur Bestimmung des rAT- und rCCD-Winkels;

		PROJIZIERTER ANTEKTORSIONSWINKEL (PAT)															
		5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
PROJIZIERTER SCHENKELHALS-SCHAFT-WINKEL (PCCD)	100	5 100	10 100	15 100	20 99	25 99	30 99	35 98	40 98	45 97	50 96	55 96	60 95	65 94	70 93	75 93	80 92
	105	5 105	10 105	15 104	20 104	25 104	30 103	35 102	40 101	45 101	50 100	55 99	60 97	65 96	70 95	75 94	80 93
	110	5 110	11 110	16 109	21 109	26 108	32 107	37 106	42 105	47 104	52 103	57 101	62 100	66 98	71 97	76 95	81 93
	115	5 115	11 115	16 114	22 113	27 113	32 111	38 110	43 109	48 107	53 106	57 104	62 102	67 100	72 98	76 96	81 94
	120	6 120	11 120	17 119	22 118	28 117	33 116	39 114	44 113	49 111	54 109	58 107	63 105	68 102	72 100	77 98	81 95
	125	6 125	12 124	18 124	23 123	29 122	34 120	40 118	45 116	50 114	55 112	59 110	64 107	68 104	73 102	77 99	81 96
	130	6 130	12 129	18 129	24 127	30 126	35 124	41 122	46 120	51 118	56 115	60 113	65 110	69 107	73 103	78 100	82 97
	135	6 135	13 134	19 133	25 132	31 131	36 129	42 127	47 124	52 122	57 119	61 116	66 112	70 109	74 105	78 102	82 98
	140	7 140	13 139	20 138	26 137	32 135	38 133	43 131	49 128	53 125	58 122	63 119	67 115	71 111	75 107	79 103	83 99
	145	7 145	14 144	21 143	27 142	34 140	40 138	45 135	50 132	55 129	60 126	64 122	68 118	72 114	76 109	79 105	83 100
	150	8 150	15 149	22 148	29 147	36 145	42 142	47 140	52 137	57 133	61 130	65 126	69 121	73 117	77 112	80 107	83 101
	155	8 155	16 154	24 153	31 151	38 149	44 147	50 144	55 141	59 138	63 134	67 130	71 125	74 120	78 115	81 109	84 103
	160	9 160	18 159	27 158	34 156	41 154	47 152	53 149	58 146	62 142	66 138	70 134	73 129	76 123	79 118	82 111	85 104
	165	11 165	21 164	31 163	39 161	46 159	52 156	57 154	62 151	66 147	69 143	72 138	75 133	78 128	81 121	83 114	85 106
	170	14 170	27 169	38 167	46 166	53 164	59 161	64 158	68 155	71 152	74 148	76 143	79 138	81 132	83 125	85 118	87 109

UMRECHNUNGSTABELLE

Die obere Zahl eines Feldes entspricht dem realen Antektorsionswinkel, die untere dem realen Schenkelhals-Schaft-Winkel.

Tabelle 3.4 : Veränderungen des Winkels β bei jeweils einer 5° Differenz des zur Berechnung herangezogenen rAT-Winkels ($\tan \beta = \cos rAT \cdot \tan 6^\circ$) ;

rAT	β	Differenz der β -Werte
0	6,0	0,02
5	5,98	0,07
10	5,91	0,11
15	5,80	0,16
20	5,64	0,20
25	5,44	0,24
30	5,20	0,28
35	4,92	0,32
40	4,60	0,35
45	4,25	0,38
50	3,87	0,42
55	3,45	0,44
60	3,01	0,47
65	2,54	0,48
70	2,06	0,50
75	1,56	0,51
80	1,05	

Tabelle 3.5 : Mittlerer Fehler der tabellierten α_{AT} -Werte
bedingt durch die Vernachlässigung des Winkels
zwischen Schaftachse und Traglinie.

		PROJIZIERTER ANTETORSIONSWINKEL (α_{AT})															
		5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
PROJIZIERTER SCHWENKELS-SCHAFT-WINKEL (β_{CCD})	100	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
	105	5	10	15	21	26	31	36	41	46	51	56	61	66	70	75	80
	110	5	11	16	21	26	32	37	42	47	52	57	62	66	71	76	80
	115	5	11	16	22	27	32	38	43	48	53	57	62	67	72	76	81
	120	6	11	17	22	28	33	39	44	49	54	58	63	68	72	77	81
	125	6	12	18	23	29	34	40	45	50	55	59	64	68	73	77	81
	130	6	12	18	24	30	35	41	46	51	56	60	65	69	73	78	82
	135	6	13	19	25	31	36	42	47	52	57	61	66	70	74	78	82
	140	7	13	20	26	32	38	43	49	53	58	63	67	71	75	79	83
	145	7	14	21	27	34	40	45	50	55	60	64	68	72	76	79	83
	150	8	15	22	29	36	42	47	52	57	61	65	69	73	77	80	83
	155	8	16	23	31	38	44	50	55	59	63	67	71	74	78	81	84
	160	9	16	24	32	40	47	53	58	62	66	70	73	76	79	82	85
	165	11	17	25	34	42	50	57	62	66	69	72	75	78	81	83	85
	170	14	19	28	38	47	56	64	69	71	74	76	79	81	83	85	87

 Fehler zwischen 1° und 2°
 Fehler zwischen 2° und 3°
 Fehler zwischen 3° und 4°
 Fehler zwischen 4° und 5°

Tabelle 3.6 : Mittlerer Fehler der tabellierten rCCD-Werte
bedingt durch die Vernachlässigung des Winkels
zwischen Schaftachse und Traglinie.

		PROJIZIERTER ANTETORSIONSWINKEL (pAT)															
		5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80
PROJIZIERTER SCHWELHALS-SCHAFT-WINKEL (pCCD)	100	100	100	100	99	99	99	98	98	97	96	96	95	94	93	93	92
	105	105	105	104	104	104	103	102	101	101	100	99	97	96	95	94	93
	110	110	110	109	109	108	107	106	105	103	103	101	100	98	97	95	93
	115	115	115	114	113	113	111	110	109	107	106	104	102	100	98	96	94
	120	120	120	119	118	117	116	114	113	11	109	107	105	102	100	98	95
	125	125	124	124	123	122	120	118	116	114	112	110	107	104	102	99	96
	130	130	129	129	127	126	124	122	120	118	115	113	110	107	103	100	97
	135	135	134	133	132	131	129	127	124	122	119	116	112	109	105	102	98
	140	140	139	138	137	135	133	131	128	125	122	119	115	111	107	103	99
	145	145	144	143	142	140	138	135	132	129	126	122	118	114	109	105	100
PROJIZIERTER SCHWELHALS-SCHAFT-WINKEL (pCCD)	150	150	149	148	147	145	142	140	137	133	130	126	121	117	112	107	101
	155	155	154	153	151	149	147	144	141	138	134	130	Fehler zwischen 1° und 2°				
	160	160	159	158	156	154	152	149	146	142	138	134					
	165	165	164	163	161	159	156	154	151	147	143	138	133	128	121	114	106
	170	170	169	167	166	164	161	158	155	152	148	143	138	132	125	118	109

☒ Fehler zwischen 1° und 2°

4. Einfluß von Lagerungsfehlern auf die Genauigkeit der Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER

Die Genauigkeit der CCD- und AT-Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER wurde bereits von einer Reihe von Autoren untersucht:

- RIPPSTEIN kontrollierte seine Methode mit Drahtmodellen, an denen sich AT- und CCD-Winkel variieren ließen. Er fand so experimentell eine Fehlergrenze von durchschnittlich 2° bei der Winkelbestimmung. Insgesamt rechnet er mit einer Fehlergrenze von 5° bei der praktischen Anwendung seiner Methode.
- MÜLLER gibt an, daß man in der Praxis in Anbetracht der nicht stets gleichen Lagerung des Patienten und des subjektiven Faktors bei der Bestimmung von Femurschaft- und Halsachse mit einer Fehlergrenze von $2-5^{\circ}$ rechnen müsse.
- GROSS und HAIKE bzw. GROSS kamen anhand von Versuchen an der Leiche eines 8jährigen Mädchens zu dem Ergebnis, daß die Genauigkeit der RIPPSTEIN'schen Methode bei sorgfältiger Lagerung auch für wissenschaftliche Zwecke ausreichte.
- KÖNIG stellte die Lagerungstechniken zur Darstellung des koxalen Femurendes in Frage und schlug Verbesserungen vor. Da bei der röntgenologischen Bestimmung des CCD- und AT-Winkels nach den in der Literatur gebrachten Abbildungen fast nicht auf mögliche Fehlerquellen bei der Lagerung geachtet wurde, muß seiner Ansicht nach der wissenschaftliche Aussagewert dieser Messungen in Frage gestellt werden.

4.1 Grundanforderungen an Meßgrößen

Um einer Meßgröße bzw. einem Meßverfahren Genauigkeit und praktische Verwendbarkeit bescheinigen zu können, fordern wir jedoch einen umfassenderen Untersuchungsansatz.

Es müssen ZWEI GRUNDANFORDERUNGEN erfüllt sein:

1. EXAKTE DEFINITION UND KONSTRUKTION
(Aus dieser Tatsache ergibt sich dann automatisch, daß bei exakter Lagerung genaue Ergebnisse erreicht werden !)
- Wie wir im Teil I dargelegt haben, ist dies bei der CCD- und AT-Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER der Fall.
2. WEITGEHENDE UNABHÄNGIGKEIT VON KLEINEREN LAGERUNGSFEHLERN
Da eine absolut exakte Lagerung nicht immer und grundsätzlich erreicht werden kann, müssen auch die Auswirkungen kleinerer, unvermeidbarer Lagerungsfehler berücksichtigt werden.
Nur, wenn kleinere Lagerungsfehler einen vernachlässigbaren Einfluß auf die Genauigkeit der Winkelbestimmung haben, kann die Methode für die Praxis empfohlen werden.

Diese Abhängigkeit des Meßverfahrens von Lagerungsfehlern kann experimentell oder rechnerisch überprüft werden. Da aber dazu erstens sowohl der AT-Winkel als auch der CCD-Winkel und zweitens sowohl Beugung/Überstreckung, als auch Abduktion/Adduktion sowie Innenrotation/Außenrotation variiert werden müssen, ist eine experimentelle Bestimmung mit einem immensen Aufwand verbunden. (Es reicht nämlich keineswegs aus, nur einen Femur mit konstantem AT- und CCD-Winkel in verschiedener Lagerung auszumessen oder bei konstantem CCD-Winkel lediglich den AT-Winkel zu variieren, sondern es müssen AT- und CCD-Winkel unabhängig voneinander verändert werden!)

Wir überprüfen daher die Auswirkungen von Lagerungsfehlern

rechnerisch; dazu betrachten wir den Femur in einer idealisierten Form (charakterisiert durch Femurhalsachse und Femurschaftachse) und berechnen - in analoger Weise, wie die Ableitung der Umrechnungsformeln erfolgte - die Auswirkungen nicht exakter Lagerung.

So läßt sich mit relativ geringem Aufwand und dem Vorteil großer Übersichtlichkeit das Ausmaß einzelner Lagerungsfehler bei den verschiedenen Konstellationen des CCD- und AT-Winkels darstellen.

Im Folgenden wird zunächst der Einfluß kleinerer Lagerungsfehler auf die pCCD-Bestimmung der ap-Beckenübersichtsaufnahme besprochen (Kapitel 4.2)

und anschließend der Einfluß auf die pAT-Bestimmung der axialen Antetorsionsaufnahme (Kapitel 4.3).

Abduktion/Adduktion, Innen/Außenrotation und Beugung/Überstreckung werden jeweils einzeln für sich betrachtet. Sie können später kombiniert werden, wie dies an einem Beispiel gezeigt wird.

4.2 CCD-Winkel

4.2.1 Abduktion und Adduktion

Sie verursachen für die pCCD-Winkelbestimmung auf der ap-Aufnahme keinen Fehler; die Lage des Femurhalses zur Projektionsebene wird nämlich nicht verändert (Abb. 4.1).

4.2.2 Außenrotation und Innenrotation

Bei einer Außenrotation vergrößert sich der pCCD-Winkel bis auf 180° ; bei einer Innenrotation verkleinert sich der pCCD-Winkel bis auf rCCD; (rCCD $> 90^\circ$ jeweils vorausgesetzt). Der Fehler, der sich dabei ergibt, nämlich der Unterschied zwischen dem in Nullrotation ausschließlich in Abhängigkeit von der AT entstehenden pCCD-Winkel und dem durch zusätzliche Rotation entstehenden pCCD'-Winkel, läßt sich mit folgenden Formeln berechnen (Abb. 4.2) :

$$\begin{aligned}\tan pCCD &= \cos rAT \cdot \tan rCCD; \\ \tan pCCD' &= \cos (rAT + \gamma) \cdot \tan rCCD;\end{aligned}$$

$$\text{Fehler: } pCCD' - pCCD;$$

dabei sei der Rotationswinkel: $\gamma > 0$ bei Außenrotation
 $\gamma < 0$ bei Innenrotation

Der Fehler ist größer Null, wenn sich durch die Rotation eine Vergrößerung des pCCD-Winkels ergibt und kleiner Null, wenn pCCD verkleinert wird (Abb. 4.3).

- der Fehler steigt mit steigender Rotationsfehlstellung; dabei bewirkt eine Außenrotation einen bis zu doppelt so großen Fehler wie eine Innenrotation;
- der Fehler steigt mit steigendem rAT-Winkel;
- kein Fehler ergibt sich bei rCCD-Werten von 90° und 180° ; zwischen diesen Werten erfolgt ein Fehleranstieg (maximaler Fehler etwa bei rCCD $= 120^\circ$) und anschließender Fehlerabfall;

4.2.3 Beugung und Überstreckung

Eine Beugung im Hüftgelenk führt zu einer verlängerten Projektion des Femurhalses und zu einer Vergrößerung von pCCD; eine Überstreckung führt zu einer Verkleinerung von pCCD (Abb. 4.4).

Berechnung (siehe Abb. 4.5) :

$$BE = BE_1 = BG = 1 ;$$

$$BC = AD = \cos \alpha ;$$

$$BC_1 = \cos (\alpha + \gamma) ;$$

Beugung : $\gamma < 0$ Überstreckung: $\gamma > 0$

$$\tan (180 - pCCD_1) = \frac{AB}{BC_1} = \frac{AB}{\cos (\alpha + \gamma)} ;$$

$$\tan (pCCD - 90) = \frac{BC}{AB} = \frac{\cos \alpha}{AB} ; \quad AB = \frac{\cos \alpha}{\tan (pCCD - 90)}$$

$$\tan pCCD_1 = - \frac{\cos \alpha}{\cos (\alpha + \gamma) \cdot \tan (pCCD - 90)} ;$$

$$\tan(p\text{CCD}-90) = \frac{BC}{AB}; \quad AB = \frac{BC}{\tan(p\text{CCD}-90)};$$

$$\tan AT = \frac{CE}{DC}; \quad DC = AB = \frac{CE}{\tan AT};$$

$$BC \cdot \tan AT = CE \cdot \tan(p\text{CCD} - 90)$$

$$\tan \alpha = \frac{\tan AT}{\tan(p\text{CCD}-90)} = \frac{CE}{BC};$$

$$\tan p\text{CCD} = \tan r\text{CCD} \cdot \cos AT$$

Der Fehler beträgt jeweils: $p\text{CCD}_1 - p\text{CCD}$ (Abb. 4.6)

- der Fehler steigt mit steigender Beugungs- bzw. Überstreckungsfehlstellung; dabei bewirkt eine Überstreckung einen etwas größeren - etwa 1,2 bis 1,3 fachen - Fehler als eine Beugung;
- der Fehler steigt mit steigendem $r\text{AT}$ -Winkel;
- der Fehler erreicht sein Maximum für $r\text{CCD}$ -Werte von etwa 100° , nimmt dann steil ab und wird Null für $r\text{CCD}=180^\circ$;

4.2.4 Kombination von Lagerungsfehlern

Abduktion und Adduktion bewirken bei der $p\text{CCD}$ -Bestimmung auf der ap-Aufnahme keinen Fehler;

Rotation und Beugung/Überstreckung können folgendermaßen kombiniert werden: Zuerst wird das Fehlerausmaß durch Rotation im entsprechenden Diagramm ermittelt (z.B.: für $r\text{AT}=50^\circ$, $r\text{CCD}=130^\circ$, 10° Außenrotation -- Fehler = $+6,6^\circ$), dann wird das Fehlerausmaß durch Beugung/Überstreckung bestimmt; dazu muß allerdings der $r\text{AT}$ -Wert um die Außenrotation vergrößert bzw. um die Innenrotation verkleinert werden (z.B.: $\text{AT}=50^\circ + 10^\circ = 60^\circ$, $r\text{CCD}=130^\circ$, Beugung 10° -- Fehler = $+3,7^\circ$; insges. ist also mit einem Fehler von etwa $+10^\circ$ zu rechnen).

Eine Fehleraddition entsteht bei der Kombination von Außenrotation und Beugung (Drehmann'sches Zeichen!) sowie Innenrotation und Überstreckung; der Fehler kompensiert und verringert sich bei der Kombination von Außenrotation und Überstreckung sowie Innenrotation und Beugung.

4.2.5 Ergebnis

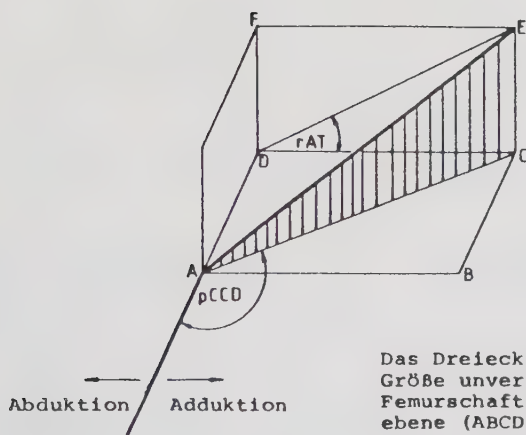
Die Bestimmung des $p\text{CCD}$ -Winkels auf einer ap-Beckenübersichtsaufnahme in Neutral-O-Stellung liefert auch bei leichten Lagerungsfehlern ($\pm 10^\circ$ Beugung/Überstreckung und/oder $\pm 10^\circ$ Außen/Innenrotation) bei $r\text{AT}$ -Werten zwischen 0° und 30° ausreichend genaue Werte.

Für $r\text{CCD}$ -Werte zwischen 100° und 150° und $r\text{AT}$ -Werte größer 30° ist aber das projektionsbedingte Ausmaß geringer - oft unvermeidbarer - Lagerungsfehler so hoch, daß eine wirklich genaue Bestimmung des $p\text{CCD}$ -Winkels nicht mehr möglich erscheint.

Da mit dem fehlerhaften $p\text{CCD}$ -Wert sowohl $r\text{CCD}$ als auch $r\text{AT}$ berechnet werden, ist die RIPPSTEIN'sche Methode für diese Fälle nicht ausreichend genau.

Unsere 2. Grundanforderung an Meßverfahren, nämlich die weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern, ist also für hohe AT -Winkelwerte ($\gg 30^\circ$) (in Kombination mit $r\text{CCD}$ -Werten von etwa 100 - 150°) nicht mehr erfüllt.

Abbildung 4.1 : Auswirkung von Abduktion und Adduktion auf den pCCD-Winkel



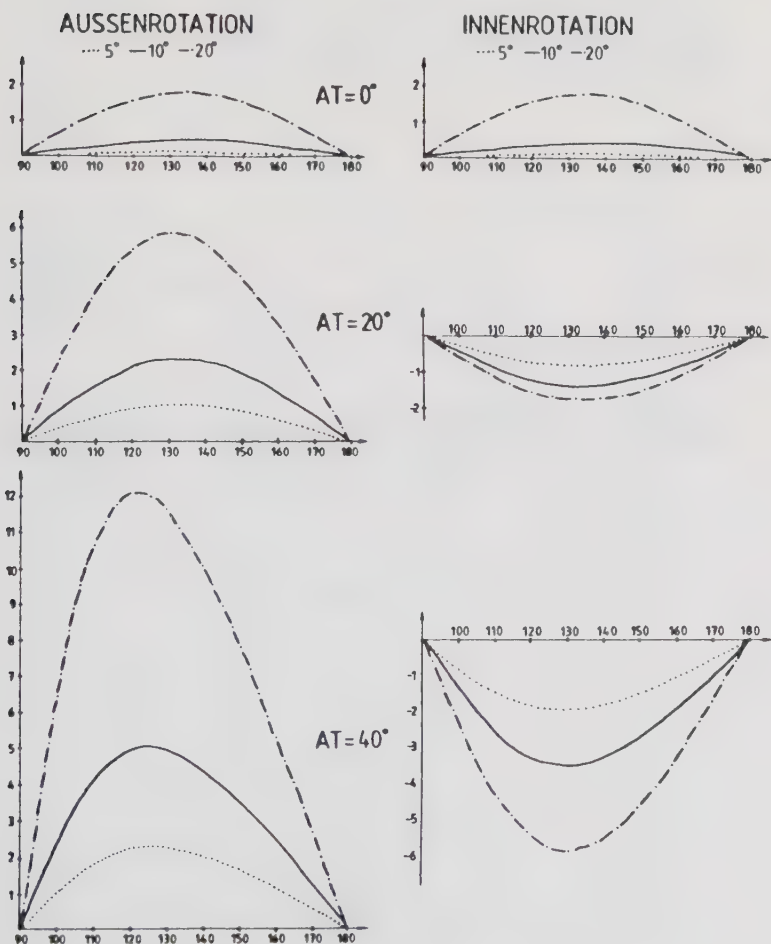
Das Dreieck ACE bleibt in seiner Größe unverändert, auch wenn der Femurschaft in der Projektionsebene (ABCD) seitlich verschoben wird; daher wird auch pCCD nicht verändert.

Abbildung 4.3 : Fehlerausmaß bei der pCCD-Winkelbestimmung, bedingt durch Außenrotation bzw. Innenrotation (ap-BUS-Aufnahme in Neutral-O-Stellung)

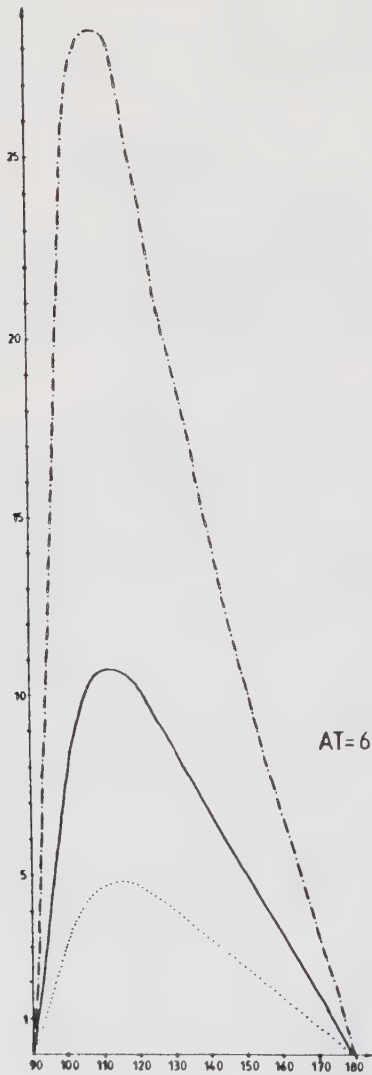
Abszisse: rCCD-Winkel (in Grad)

Ordinate: Fehler (in Grad)

Diagramme für $rAT = 0^\circ, 20^\circ, 40^\circ$ und 60° ;



(Fortsetzung Abbildung 4.3)



$AT=60^\circ$

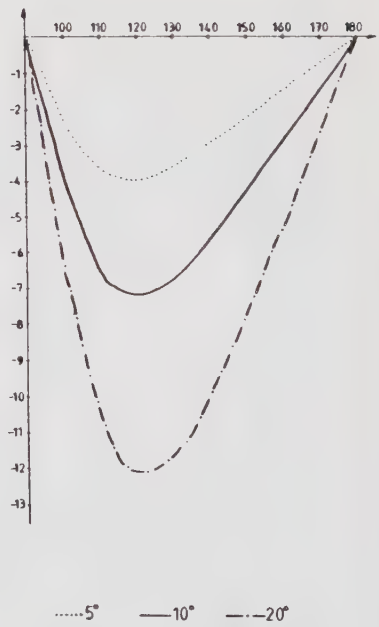
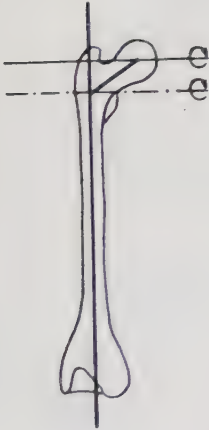
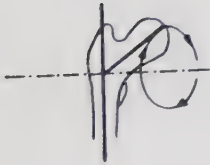


Abbildung 4.4 : Beugung und Überstreckung des Femurs
im Hüftgelenk



Bei der Beugung/Überstreckung liegt die Drehachse senkrecht zum Femurschaft;
für die mathematische Betrachtung der Winkelverhältnisse läßt sich die Drehachse auch durch den Schnittpunkt von Schenkelhals und Schenkelschaft legen;



der Schenkelhals beschreibt bei der Drehung (=Beugung/Überstreckung) eine kegelförmige Figur.

Abbildung 4.5 : Auswirkung von Beugung und Überstreckung auf den pCCD-Winkel

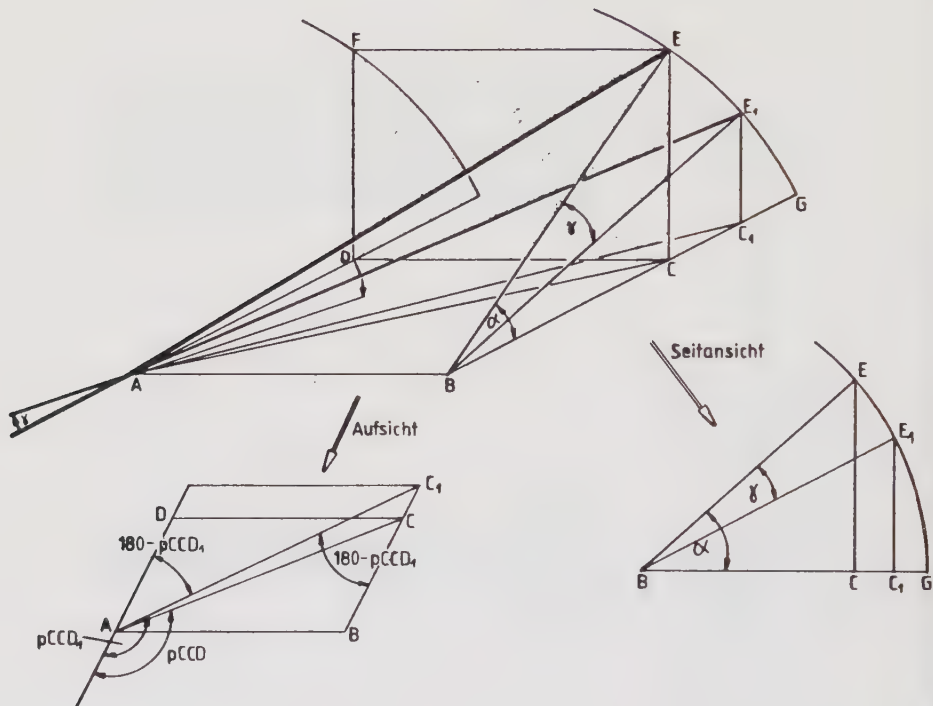


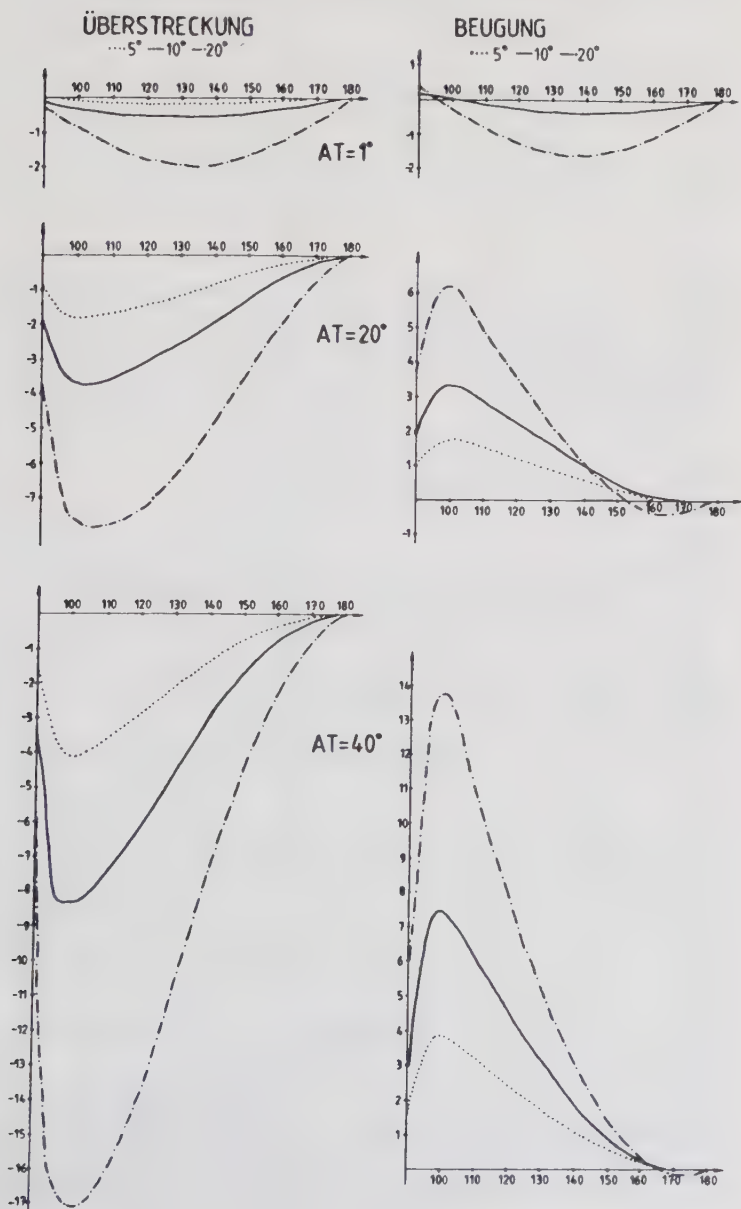
Abbildung 4.6 : Fehlerausmaß bei der pCCD-Winkelbestimmung,
bedingt durch Überstreckung bzw. Beugung
(ap-BÜS-Aufnahme in Neutral-O-Stellung)

- 33 -

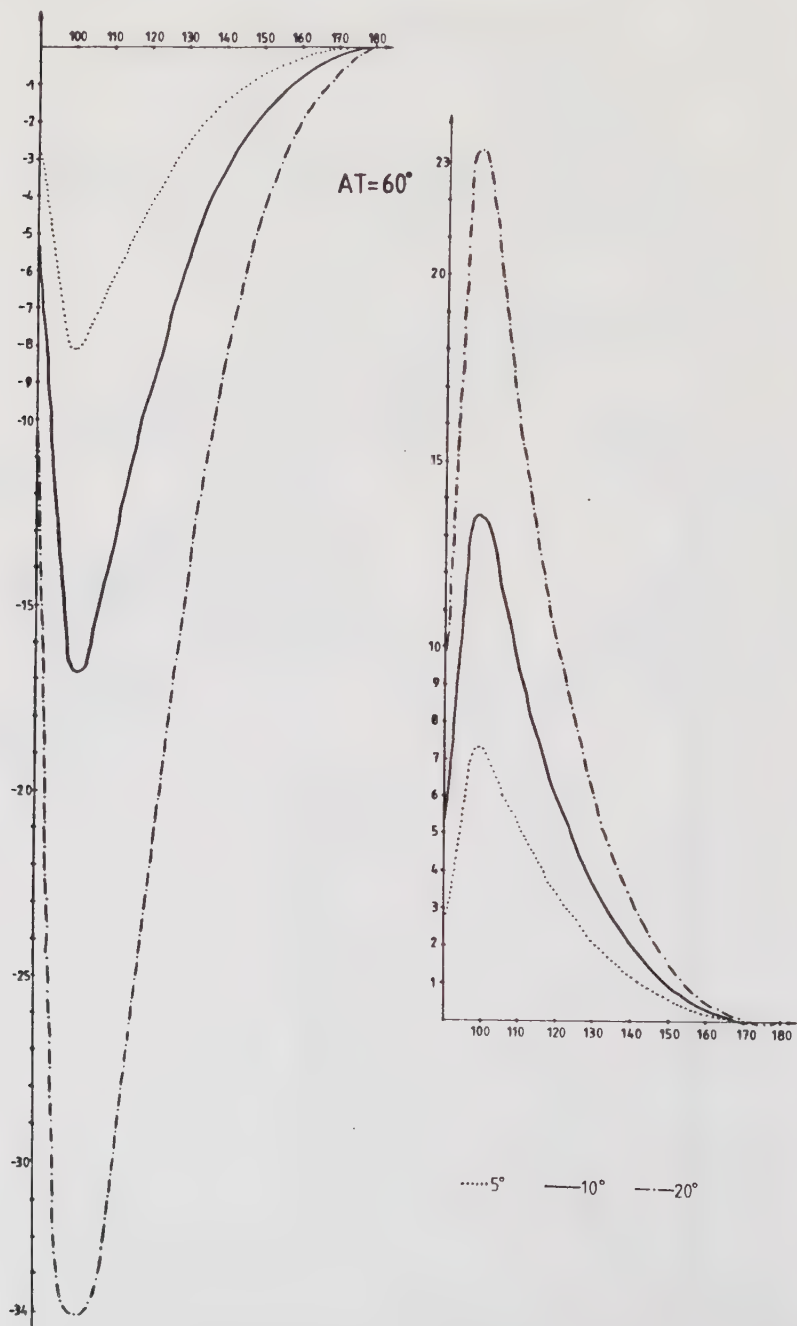
Abszisse: rCCD-Winkel (in Grad)

Ordinate: Fehler (in Grad)

Diagramme für $rAT = 1^\circ, 20^\circ, 40^\circ$ und 60° ;



(Fortsetzung Abbildung 4.6)



4.3 AT-Winkel

Zur axialen Antetorsionsaufnahme nach RIPPSTEIN ist folgende Lagerung des Patienten vorgeschrieben: 90° Hüft- und Kniebeugung, 20° Abduktion des Femurs, 0° Rotation des Femurs.

Infolge der 90° Hüftbeugung erfolgt die Röntgenprojektion in die Ebene DCEF' (Abb.4.7); in dieser Ebene wird nicht direkt der rAT-Winkel, sondern ein durch die 20° Abduktion veränderter pAT-Winkel abgebildet.

Der Einfluß von Lagerungsfehlern auf diesen pAT-Winkel wird wiederum getrennt nach Abduktion/Adduktion, Außenrotation/Innenrotation, sowie Beugung/Überstreckung besprochen; eine Kombination der Lagerungsfehler ist anschließend möglich.

4.3.1 Veränderte Abduktion

Die vorgeschriebene Abduktion von 20° müßte in dem RIPPSTEIN'schen Lagerungsgerät eigentlich exakt einhaltbar sein; hier ist daher der Fehler - der Unterschied in Grad zwischen dem sich in 20° Abduktion ergebenden pAT-Winkel und dem in veränderter Abduktion entstehenden pAT'-Winkel - nur für Abweichungen von $\pm 5^{\circ}$ und 10° berechnet; (Beugung mit 90° und Rotation mit 0° jeweils regelrecht).

Die Berechnung erfolgte nach den üblichen Formeln:

$$\tan rAT = \tan pAT \cdot \frac{\cos(pCCD - 90^{\circ} - \text{Abduktionswinkel})}{\cos(pCCD - 90^{\circ})};$$

$$\tan pCCD = \tan rCCD \cdot \cos rAT;$$

Durch eine Abduktion ungleich 20° ergibt sich ein falscher pAT'-Winkel; der Fehler ist gleich: $pAT' - pAT$; (Abb. 4.8)

Für $rAT = 0^{\circ}$ ist der Fehler mit maximal $0,2^{\circ}$ vernachlässigbar klein und nicht auf einem Diagramm aufgeführt.

- der Fehler steigt mit dem Grad der Abweichung von den vorgeschriebenen 20° Abduktion; dabei bewirkt eine geringere Abduktion einen bis zu doppelt so großen Fehler wie eine höhere Abduktion;
- der Fehler steigt mit steigendem rAT-Winkel;
- ein maximaler Fehler ergibt sich für rCCD-Werte von etwa 160° ;

4.3.2 Außenrotation und Innenrotation

Jede Rotation wirkt sich direkt auf den AT-Winkel aus (Abb.4.9). Auf der axialen Antetorsionsaufnahme wird allerdings nicht der rAT-Winkel direkt, sondern (infolge der 20° Abduktion) ein pAT-Winkel bestimmt; für pAT gilt:

$$\tan pAT = \tan rAT \cdot \frac{\sin pCCD}{\sin(pCCD - 20^{\circ})};$$

für pAT' durch eine Rotationsfehlstellung gilt dann:

$$\tan pAT' = \tan(rAT + \delta) \cdot \frac{\sin pCCD}{\sin(pCCD - 20^{\circ})};$$

mit $\delta < 0$ bei Innenrotation
 $\delta > 0$ bei Außenrotation

Der durch eine Rotation bedingte Fehler bei der pAT-Bestimmung ist gleich: $pAT' - pAT$ (Abb. 4.10).

Für die Fehlerdarstellung sind die Beugung mit 90° und die Abduktion mit 20° jeweils regelrecht angenommen.

- der Fehler steigt mit steigender Rotationsfehlstellung; dabei bewirkt eine Außenrotation einen bis zu 1,5 mal so großen Fehler wie eine Innenrotation;
- der Fehler steigt mit steigendem rAT-Winkel;
- ab rCCD=170° nimmt der Fehler steil ab und wird Null für rCCD=180°;

4.3.3 Veränderte Beugung

Bei regelrechter Abduktion von 20° und Rotation von 0° wird die Hüftbeugung verkleinert bzw. vergrößert (Abb. 4.11). Zur Berechnung der Veränderungen des pAT-Winkels bei Variation der Hüftbeugung wird zunächst von 0° Rotation und 0° Abduktion ausgegangen und die Änderung des AT-Winkels durch die veränderte Beugung berechnet ($=AT_1$); (Abb. 4.12) dann erst wird die Abduktion von 20° berücksichtigt und AT_1 mit Hilfe der bekannten Formeln in pAT_1 umgerechnet. Der Fehler entspricht der Differenz von pAT bei 20° Abduktion, 90° Hüftbeugung und 0° Rotation und pAT_1 bei variiert Beugung, 20° Abduktion und 0° Rotation.

Berechnung:

$$\tan AT_1 = \frac{CE_1}{DC} = \frac{C_1 E_1}{AB};$$

für $BE = BE_1 = 1$ folgt: $C_1 E_1 = \sin(\alpha + \gamma)$;

$$AB = \frac{\cos \alpha}{\tan(pCCD - 90^\circ)};$$

$$(1) \tan AT_1 = \frac{\sin(\alpha + \gamma) \cdot \tan(pCCD - 90^\circ)}{\cos \alpha};$$

$$(2) \tan pCCD = \cos rAT \cdot \tan rCCD;$$

$$(3) \tan pAT = \tan rAT \cdot \frac{\sin pCCD}{\sin(pCCD - 20^\circ)};$$

$$(4) \tan \alpha = \frac{\tan rAT}{\tan(pCCD - 90^\circ)};$$

$$(5) \tan pAT_1 = \tan AT_1 \cdot \frac{\sin pCCD}{\sin(pCCD - 20^\circ)};$$

Fehler: $pAT_1 - pAT$; graphische Darstellung in der Abb. 4.13.

- der Fehler steigt mit dem Grad der Abweichung von den vorgeschriebenen 90° Beugung; dabei bewirkt eine geringere Beugung einen bis zu 1,5-fach größeren Fehler;
- der Fehler ist weitgehend unabhängig vom rAT-Winkel;
- der Fehler steigt mit steigendem rCCD-Winkel erheblich an und erreicht sein Maximum für rCCD-Werte zwischen 170° und 180°

4.3.4 Kombination von Lagerungsfehlern

Zuerst muß das Fehlerausmaß durch Rotation im entsprechenden Diagramm ermittelt werden und erst anschließend das Fehlerausmaß durch veränderte Abduktion bzw. veränderte Beugung; dazu muß der rAT-Wert wiederum um die Außenrotation vergrößert, bzw. um die Innenrotation verkleinert werden (z.B. nach einer Außenrotationsfehlstellung von 10° muß das Fehlerausmaß durch veränderte Beugung bzw. Abduktion für einen rAT-Winkel von 30° [im Diagramm rAT=40°] bestimmt werden).

Schließlich werden die einzelnen Fehler addiert bzw. subtrahiert.

Der pAT-Winkel wird entweder vergrößert (+) oder verkleinert (-):

verkleinerte Abduktion	(+)
vergrößerte Abduktion	(-)
verkleinerte Beugung	(+)
vergrößerte Beugung	(-)
Außenrotation	(+)
Innenrotation	(-)

Eine Fehleraddition ergibt sich beim Zusammentreffen von gleichen Vorzeichen ((+) bei verkleinerter Abduktion und Beugung sowie Außenrotation; (-) bei vergrößerter Abduktion und Beugung sowie Innenrotation) in allen anderen Fällen wird der Fehler teilweise verringert und kompensiert, insbes. beim Zusammentreffen von Außenrotation mit vergrößerter Beugung und Innenrotation mit verkleinerter Beugung.

4.3.5 Ergebnisse

Der projektionsbedingte Fehler aufgrund von Lagerungsfehlstellungen bei der pAT-Winkelbestimmung auf der axialen Antetorsionsaufnahme kann bereits für kleine Lagerungsfehler ein erhebliches - nicht mehr tolerierbares - Ausmaß annehmen (siehe Abb. 4.8, 4.10, 4.13).

Unsere 2. Grundanforderung an Meßverfahren, nämlich die weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern, ist also für die pAT-Winkelbestimmung auf der axialen Antetorsionsaufnahme nicht erfüllt.

Eine einigermaßen genaue Bestimmung von rAT nach dem Verfahren von RIPPSTEIN und MÜLLER ist nur bei sorgfältigster und genauester Lagerung des Patienten möglich.

4.4 Zusammenfassung

Die rAT- und rCCD-Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER kann bereits von kleineren Lagerungsfehlern ($\pm 5-10^\circ$) in erheblichem Maße beeinflusst werden und sollte daher nicht unbedenklich Verwendung finden.

Insbesondere bei hohen rAT-Winkelwerten oder bei den geringsten Problemen mit der Lagerung des Patienten (Schmerzen, Bewegungseinschränkungen, mangelnde Kooperation usw.) sollte dann, wenn die Winkelbestimmung mit wesentlichen therapeutischen Konsequenzen verbunden ist (OP-Indikation ..) auf ein anderes, von Lagerungsfehlern weitgehend unbeeinflusstes Verfahren zur rAT- und rCCD-Winkelbestimmung ausgewichen werden (siehe Kapitel 5).

Abbildung 4.7: Projektionsverhältnisse auf der axialen Antetorsionsaufnahme

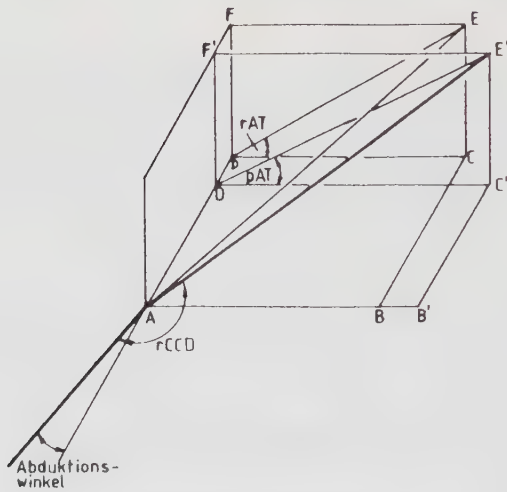


Abbildung 4.8 : Fehlerausmaß bei der pAT-Winkelbestimmung, bedingt durch verkleinerte bzw. vergrößerte Abduktion (axiale Antetorsionsaufnahme)

Abszisse: rCCD-Winkel (in Grad)

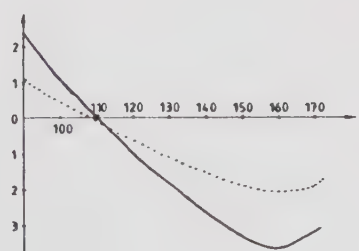
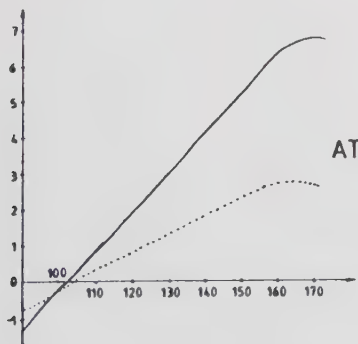
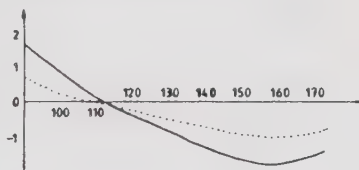
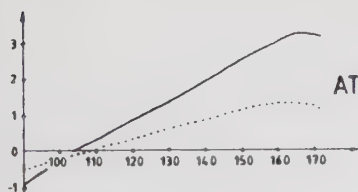
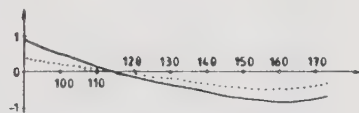
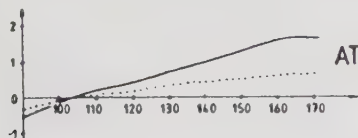
Ordinate: Fehler (in Grad)

Diagramme für $rAT = 10^\circ, 20^\circ, 40^\circ$ und 60° ;

ABDUKTION

verkleinert: 15° [---]
 10° [—]

vergrößert: 25° [---]
 30° [—]



(Fortsetzung Abbildung 4.8)

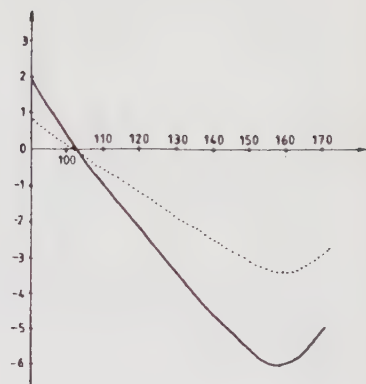
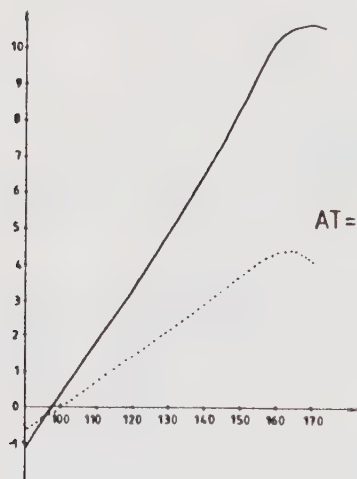


Abbildung 4.9 : Auswirkungen von Außenrotation und Innenrotation

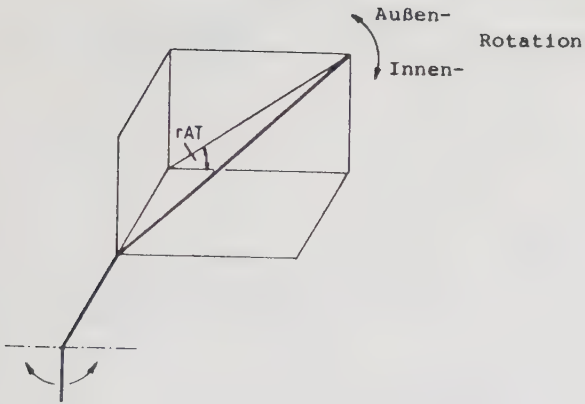


Abbildung 4.10: Fehlerausmaß bei der pAT-Winkelbestimmung
bedingt durch Außenrotation bzw. Innenrotation
(axiale Antetorsionsaufnahme)

Abszisse: rCCD-Winkel (in Grad)
Ordinate: Fehler (in Grad)

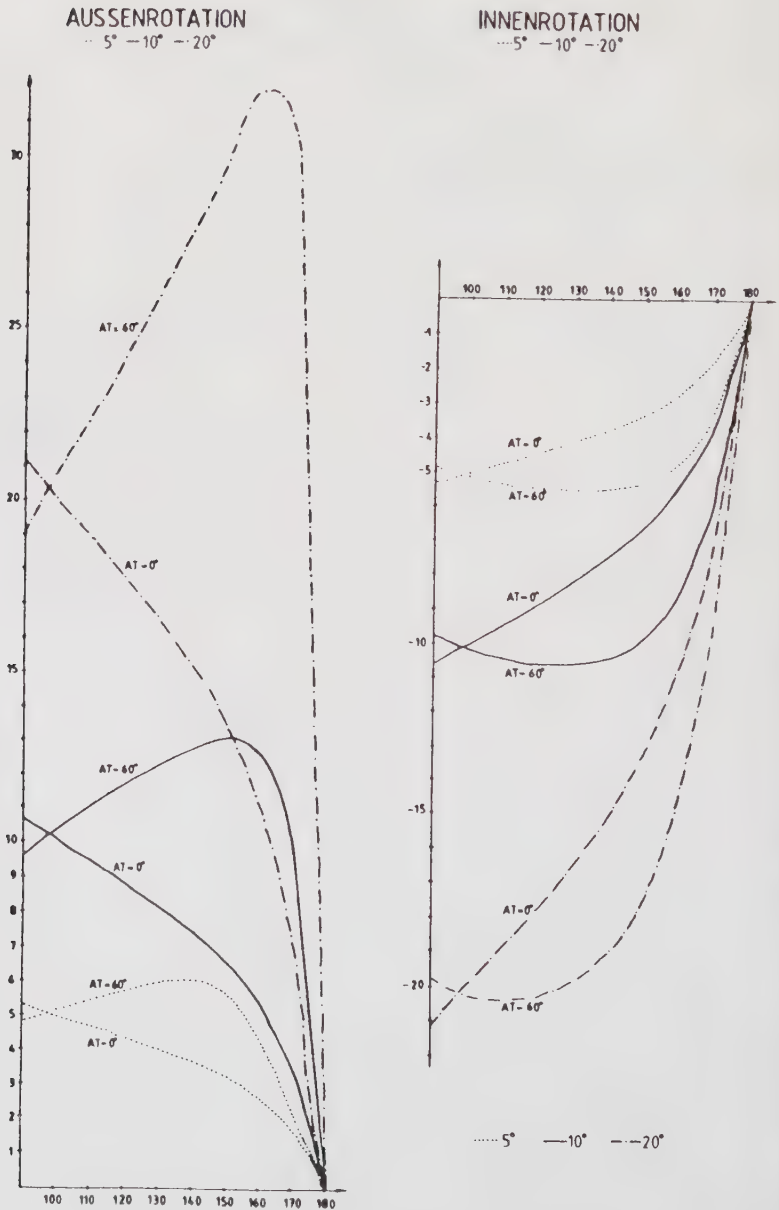


Abbildung 4.11: Hüftbeugung bei der axialen Antetorsionsaufnahme

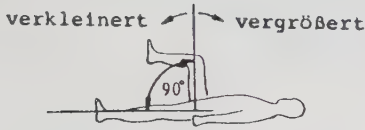
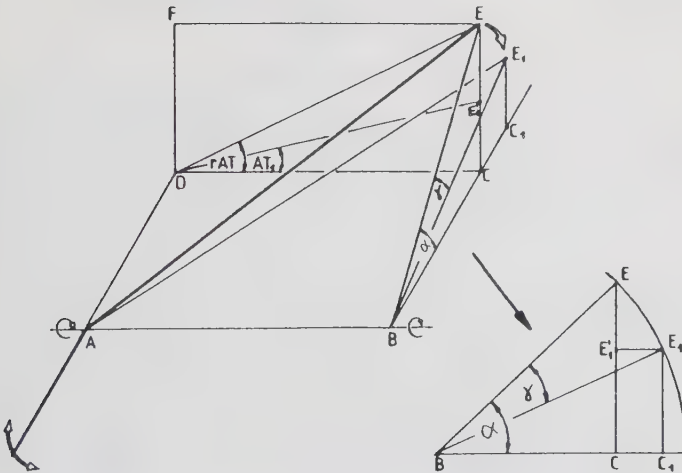


Abbildung 4.12: Veränderte Hüftbeugung bei der axialen Antetorsionsaufnahme



Eine ap-Röntgenaufnahme in 90° Hüftbeugung entspricht einer Projektion in die Ebene DCEF;

Hüftbeugung $< 90^\circ$ $\rightarrow \delta > 0$
 Hüftbeugung $> 90^\circ$ $\rightarrow \delta < 0$ ($\gamma = 90^\circ$ -tatsächliche Beugung)

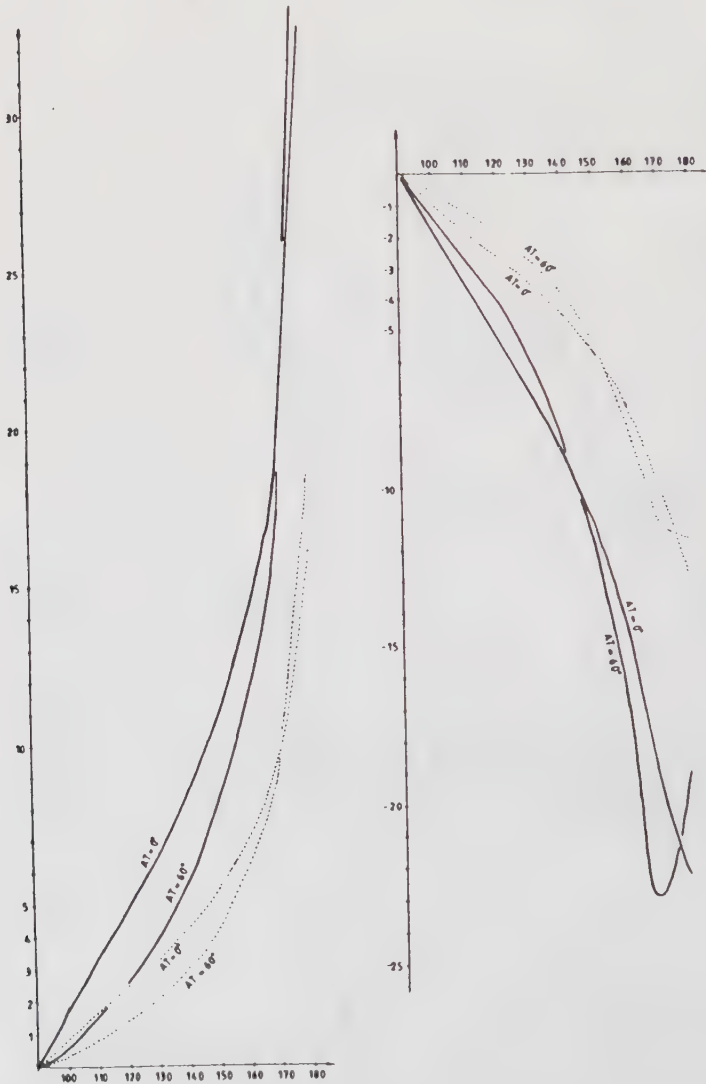
Abbildung 4.13: Fehlerausmaß bei der pAT-Winkelbestimmung
bedingt durch verringerte bzw. vergrößerte
Beugung (axiale Antetorsionsaufnahme) - 44 -

Abzisse: rCCD-Winkel (in Grad)
Ordinate: Fehler (in Grad)

BEUGUNG

verringert: 85° [---]
 80° [—]

vergrößert: 95° [---]
 100° [—]



5. Alternativen zum Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER

Die erste Grundanforderung an Meßverfahren - eine exakte Definition und Konstruktion - ist bei der CCD- und AT-Winkelbestimmung nach RIPPSTEIN und MÜLLER erfüllt. Eine weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern - die zweite Grundanforderung - ist aber nicht in jedem Fall gewährleistet.

Aus diesem Grunde empfehlen wir, zur genauen Winkelbestimmung des koxalen Femurendes in folgenden Fällen auf das Verfahren von RIPPSTEIN und MÜLLER zu verzichten:

- a) bei stark erhöhten AT-Winkelwerten ($> 30^\circ$; coxa antetorta; klinisches Antetorsionssyndrom ...)
 - b) bei den geringsten Schwierigkeiten mit der Lagerung des Patienten (Schmerzen, Bewegungseinschränkungen, mangelnde Kooperation ..)
- in Verbindung mit einer wesentlichen therapeutischen Konsequenz (z.B. operative Korrektur nach dem IO.LJ ...)

Als Alternative bieten sich v.a. folgende zwei Meßverfahren an:

5.1 Kinematographische CCD- und AT-Winkelbestimmung nach SCHWETLICK

Auf der ap-BUS-Aufnahme in Neutral-O -Stellung ist der pCCD-Winkel nur dann gleich groß wie der rCCD-Winkel, wenn die Antetorsion gleich Null ist.

Für $AT = 0^\circ$ gilt: $pCCD = rCCD$ ($rCCD > 90^\circ$ vorausgesetzt);

- im Extremfall, nämlich für $AT = 90^\circ$ gilt: $pCCD = 180^\circ$ (unabhängig von rCCD !)

- gleicht man den AT-Winkel durch Innenrotation aus, so gilt: für $AT \rightarrow 0^\circ$ wird $pCCD \rightarrow rCCD$;

der kleinste pCCD-Winkel bei einer Innenrotationsbewegung ist also gleich dem rCCD-Winkel und die dazu notwendige Innenrotation entspricht dem rAT-Winkel. (Abb. 5.1)

Vorgehen: Der Patient liegt in Rückenlage auf dem Röntgentisch, die Unterschenkel hängen senkrecht über die Tischkante (die Kniegelenke sind rechtwinklig gebeugt und berühren sich); eine Beugung oder Überstreckung in den Hüftgelenken darf nicht auftreten; die Femurkondylenebene liegt parallel zur Bildwandlertischplatte. Vor dem Tischende steht eine Filmkamera (in Verlängerung der Femurlängsachse), die die Unterschenkelabduktion (= Innenrotation im Hüftgelenk) filmt;

gleichzeitig filmt eine Röntgenkamera die Schenkelhalsdrehung. Röntgenfilmkamera und Fotofilmkamera laufen synchron; zu jedem Röntgenbild ist somit die Unterschenkelabduktion, bzw. Femurinnenrotation bekannt.

Am Röntgenfilm zeigt der kleinste pCCD-Winkel an, daß in dieser Situation der Schenkelhals parallel zur Filmebene liegt; der gleichzeitig festgehaltene Abduktionswinkel des Unterschenkels auf dem Fotofilm gibt die Größe des AT-Winkels an; der kleinste pCCD-Winkel entspricht dem rCCD-Winkel (für $rCCD > 90^\circ$).

(Abb. 5.2, 5.3)

Das Verfahren ist mathematisch exakt; unsere 1. Grundanforderung an Meßgrößen, nämlich die exakte Definition und Konstruktion ist somit erfüllt.

Einfluß von Lagerungsfehlern:

Durch die senkrechte Kniebeugung und anschließende Femurinnenrotation ist eine fehlerhafte Abduktion oder Adduktion praktisch ausgeschlossen (auf die pCCD-Winkelbestimmung hätte sie auch keinen Einfluß);

die Femurrotation hat lediglich Einfluß auf die Meßgenauigkeit; ein durch Beugung oder Überstreckung verursachter Fehler ist aufgrund der durch die Innenrotation ausgeglichenen Ante-torsion minimal (Abb. 5.4).

Das Verfahren ist allerdings nur dann anwendbar, wenn die nötige Innenrotation (v.a. bei sehr hohen AT-Werten) vom Patienten auch durchgeführt werden kann.

5.2 Kombination der rAT-Winkelbestimmung in Außenrotation nach ROGERS sowie einer ap-BUS-Aufnahme in Innenrotation entsprechend der rAT

5.2.1 Verfahren nach ROGERS

Lagerung des Patienten in Bauchlage; 90° Beugung im Knie; mit dem als Zeiger verwendeten Unterschenkel wird unter Durchleuchtung der Femur solange innenrotiert, bis sich Femurhals und Femurschaft in einer Linie abbilden.

Der rAT-Winkel ist dann gleich 90° minus dem Außenrotationswinkel; pCCD entspricht genau 180° und es entsteht die kürzest mögliche Abbildung des Schenkelhalses (Abb. 5.5, 5.6).

Die Methode ist für jedes Hüftgelenk anwendbar, vorausgesetzt, es erlaubt die notwendige Rotation; da die Außenrotation nur 90° -AT betragen muß (also z.B. für $AT=60^\circ \rightarrow$ Außenrotation von 30°), dürfte dies in der Regel der Fall sein.

Das Verfahren ist mathematisch exakt.

Einfluß von Lagerungsfehlern:

Abduktion und Adduktion haben (solange das Meßgerät senkrecht zur Femurlängsachse steht) keinen Einfluß; auch eine Beugung oder Überstreckung im Hüftgelenk ist bedeutungslos; die Rotation wird zur Bestimmung verwendet und hat daher - außer auf die Meßgenauigkeit - keinen weiteren Einfluß.

5.2.2 ap-Aufnahme in Innenrotation entsprechend der Antetorsion

Vorgehen: ap-Aufnahme; der Patient liegt auf dem Rücken, die Kniegelenke sind rechtwinklig gebeugt, die Unterschenkel hängen über die Tischkante; mit dem als Zeiger dienenden Unterschenkel wird eine Innenrotation des Femurs entsprechend des rAT-Winkels vorgenommen; der dabei abgebildete CCD-Winkel entspricht dem rCCD-Winkel.

Das Verfahren ist mathematisch exakt.

Selbst bei Differenzen zwischen der vorgenommenen Innenrotation und dem rAT-Winkel von bis zu 20° ist der auf diese Weise ermittelte rCCD-Winkel auf $\pm 2^\circ$ genau.

Einfluß von Lagerungsfehlern:

Abduktion und Adduktion haben keinen Einfluß; die Rotation wird zur Bestimmung verwendet, sie hat lediglich Einfluß auf die Meßgenauigkeit (s.o.); aufgrund der durch die Innenrotation ausgeglichenen Antetorsion ist der Einfluß von Beugung oder Überstreckung im Hüftgelenk minimal (das Fehlerausmaß entspricht demjenigen bei der rCCD-Winkelbestimmung nach SCHWETLICK und kann dem Diagramm der Abb. 5.4 entnommen werden).

5.3 Ergebnis

Empfohlene Methoden zur genauen Winkelbestimmung am koxalen Femurende:

→ Verfahren nach RIPPSTEIN u. MÜLLER

- ap-BÜS-Aufnahme in Neutral-O-Stellung
 - > pCCD-Winkel
- axiale Antetorsionsaufnahme nach RIPPSTEIN
 - > pAT-Winkel

Umrechnungsformeln bzw. (korrigierte) Umrechnungstabelle
---> rCCD- und rAT-Winkel

Grundanforderungen an Meßverfahren:

1. exakte Definition und Konstruktion
 - erfüllt
2. weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern
 - nicht immer erfüllt

falls:

- stark erhöhte AT-Winkelwerte
($\approx 30^\circ$; coxa antetorta, klin. Antetorsionssyndrom ..)
- und/oder Schwierigkeiten bei der Lagerung
(Schmerzen, Bewegungseinschränkungen, mangelnde Kooperation des Patienten ...)
- und wesentliche therapeutische Konsequenz
(insbes. operative Korrektur nach dem IO.LJ ...)

→ Kinematographisches Verfahren nach SCHWETLICK

---> rCCD- und rAT-Winkel

→ pa-Aufn. in Außenrotation nach ROGERS

---> rAT-Winkel

ap-BÜS-Aufn. in Innenrotation entsprechend der rAT

---> rCCD-Winkel

Grundanforderungen an Meßverfahren:

1. exakte Definition und Konstruktion
 - erfüllt
2. weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern
 - erfüllt

Abbildung 5.1 : Reeller und projizierter CCD-Winkel;
Verhalten bei Rotation im Hüftgelenk;

- 1: Unterschenkel
- 2: Femurschaft
- 3: Femurhals

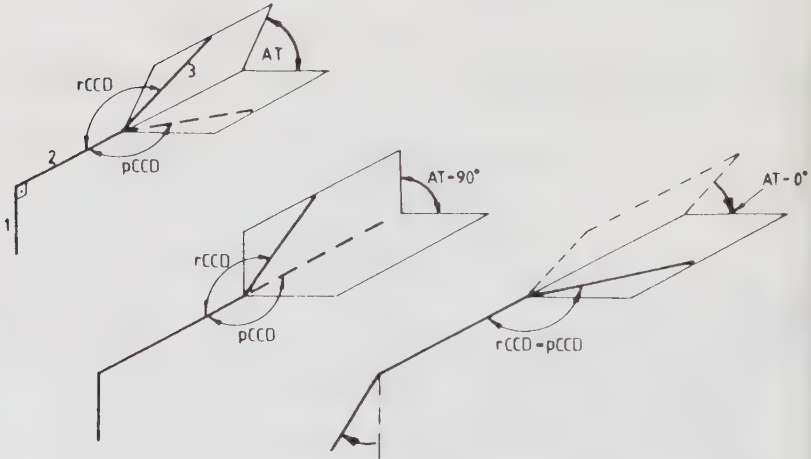


Abbildung 5.2 : Prinzip der kinematographischen Methode nach SCHWETLICK

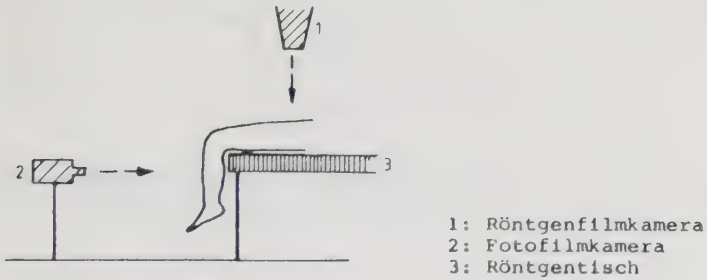


Abbildung 5.3 : Kinematographische Methode nach SCHWETLICK; Skizze des Röntgenfilms und des Fotofilms:

bei einer Innenrotation des Femurs um 30° (entsprechend einer Abduktion des Unterschenkels gleichen Ausmaßes in der Bildebene) stellt sich der pCCD-Winkel am kleinsten dar; rCCD beträgt also 120° und rAT 30° .

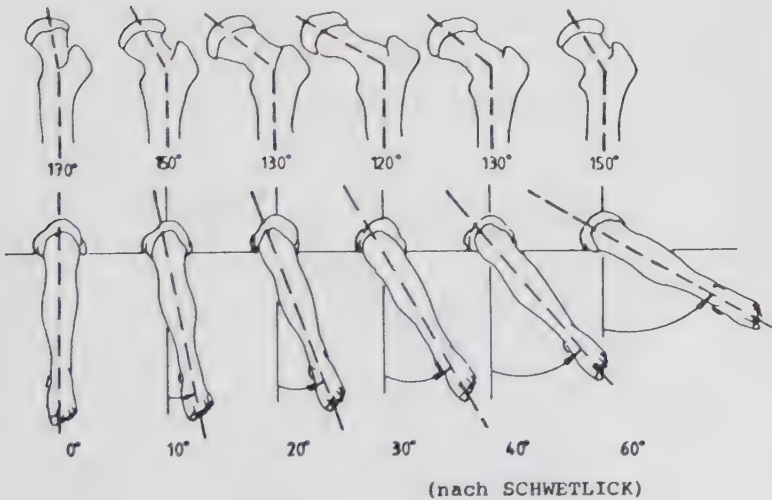


Abbildung 5.4 : Einfluß von Beugung und Überstreckung im Hüftgelenk auf die Winkelbestimmung nach SCHWETLICK;

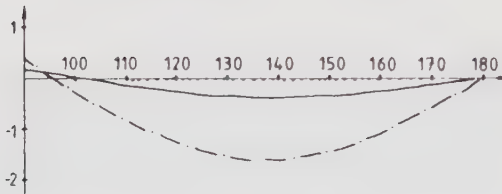
Abszisse: Fehler (in Grad) bei der rCCD-Winkel-Bestimmung

Ordinate: rCCD-Winkel (in Grad)

Beugung bzw. Überstreckung jeweils von 5° (.....), 10° (—) und 20° (---);

(Auf die rAT-Winkelbestimmung haben Beugung bzw. Überstreckung keinen Fehlereinfluß)

BEUGUNG



ÜBERSTRECKUNG

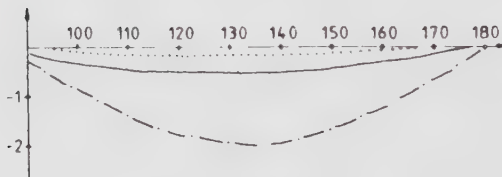


Abbildung 5.5 : Außenrotation im Hüftgelenk

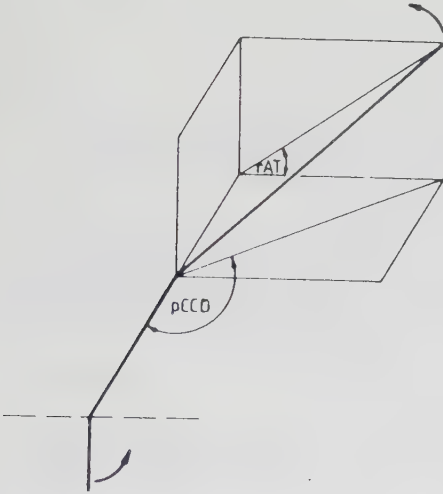
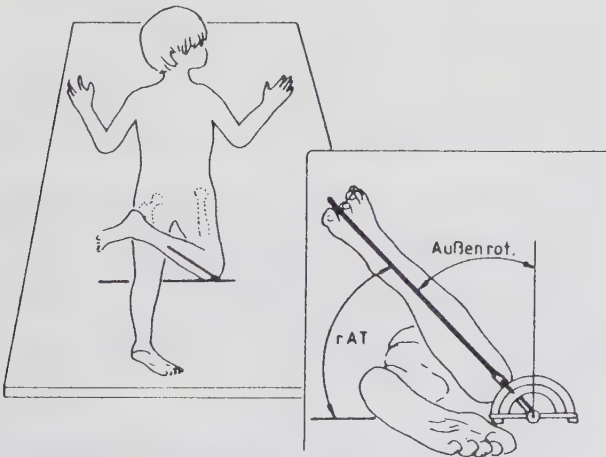


Abbildung 5.6 : rAT -Winkelbestimmung in Außenrotation nach ROGERS



(modifiziert nach RUBY)

6. Zusammenfassung und Diskussion

Um einem röntgenologischen Meßverfahren Genauigkeit und praktische Verwendbarkeit bescheinigen zu können, wurden zwei Grundanforderungen aufgestellt:

1. exakte Definition und Konstruktion
2. weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern

Anhand dieser Grundanforderungen wurde das Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER zur röntgenologischen Bestimmung des reellen Schenkelhalsschaft- und Antetorsionswinkels genau analysiert:

Beide Winkel sind mathematisch exakt definiert und ihre projizierte Größe kann im Röntgenbild genau gemessen werden. Die Lagerungsvorschriften zur Röntgenaufnahme sind eindeutig und auch bei der etwas schwierigeren axialen Antetorsionsaufnahme mit Hilfe des allgemein eingeführten Lagerungsgerätes nach RIPPSTEIN normalerweise gut einhaltbar.

Die zur Umrechnung der projizierten in die reellen Winkelwerte nötigen Formeln werden ausführlich abgeleitet und die bestehenden Umrechnungstabellen berichtigt. Der sich aus der Vernachlässigung des Winkels zwischen Femurschaftachse und Traglinie ergebende mittlere Fehler wird berechnet. Das Fehlerausmaß ist so gering, daß dieser Winkel nicht berücksichtigt werden muß.

Die erste Grundanforderung - exakte Definition und Konstruktion - ist somit für das Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER erfüllt.

Anschließend wurde der Einfluß von Lagerungsfehlern auf die Genauigkeit der Winkelbestimmung untersucht:

Auf der ap-Beckenübersichtsaufnahme in Neutral-O-Stellung (zur Bestimmung von pCCD) werden die Auswirkungen kleinerer Abweichungen (jeweils 5° , 10° und 20° Abduktion/Adduktion, Beugung/Überstreckung, sowie Außen-/Innenrotation) von der vorgeschriebenen Lagerung rechnerisch ermittelt und in Diagrammen dargestellt. Das Ausmaß geringer - oft unvermeidbarer - Lagerungsfehler ($\pm 5-10^\circ$) wird für hohe AT-Winkelwerte ($>30^\circ$) in Kombination mit rCCD-Winkelwerten von etwa $100-150^\circ$ so groß, daß eine wirklich exakte Bestimmung des pCCD-Winkels nicht mehr möglich erscheint.

In der selben Weise werden für die axiale Antetorsionsaufnahme (zur Bestimmung von pAT) die Auswirkungen kleinerer Abweichungen von der vorgeschriebenen Lagerung errechnet und graphisch dargestellt. Es zeigt sich, daß die Winkelbestimmung bereits von kleineren Lagerungsfehlern ($\pm 5-10^\circ$) in erheblichem Maße beeinflusst werden kann (projektionsbedingte Fehler bis über 15° !).

Die zweite Grundanforderung - weitgehende Unabhängigkeit von kleineren Lagerungsfehlern - ist also für das Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER nicht immer erfüllt.

Daher empfehlen wir bei hohen AT-Winkelwerten oder Schwierigkeiten bei der Lagerung des Patienten in Verbindung mit einer wesentlichen therapeutischen Konsequenz zwei Alternativ-Verfahren.

Beide Methoden erfüllen unsere Grundanforderungen in idealer Weise: Sie sind eindeutig definiert und konstruiert und von kleineren Lagerungsfehlern ($\pm 5-10^\circ$) weitgehend unabhängig;

in dieser Hinsicht sind sie dem Verfahren nach RIPPSTEIN und MÜLLER deutlich überlegen.

Das kinematographische Verfahren nach SCHWETLICK ist allerdings mit erheblichem technischen Aufwand verbunden; (durch die moderne Röntgen- und Videotechnik müßte die Methode aber weiter vereinfachbar sein !). Diesem Verfahren sollte - insbes. an größeren Zentren - der Vorzug gegeben werden, da die Strahlenbelastung für den Patienten sehr gering ist.

Die Kombination der pa-Aufnahme in Außenrotation nach ROGERS mit einer ap-BUS-Aufnahme in Innenrotation entsprechend der RAT erfordert sehr viel weniger technischen Aufwand und ist schnell und unkompliziert durchzuführen; eine höhere Strahlenbelastung muß hier allerdings in Kauf genommen werden. (Da aber nur die Darstellung des Femurs auf dem Röntgenbild nötig ist, kann auch bei Frauen ein tiefreichender Gonadenschutz verwendet und damit die Strahlenbelastung in Grenzen gehalten werden.)

7. Anhang: Normalwerte des CCD- und AT-Winkels

7.1 CCD-Winkel

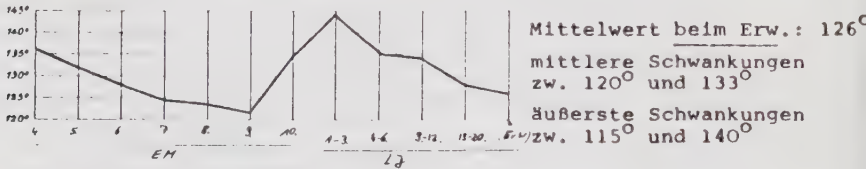
Der CCD-Winkel entwickelt sich "umwegig" (MAU), wie auch der AT-Winkel und der Winkel der Pfanneneingangsebene; während der Embryonalzeit nimmt er zunächst ab, steigt in etwa bis zur Geburt wieder an und fällt dann wieder ab.

CHAPCHAL (1965)

Alter	4. EM	5. EM	7. EM	8. EM	9. EM	Geburt	1. LJ	3. LJ	5. LJ
CCD-Winkel	137	136	130	131	128	137	144	142	135

Alter	9.-13. LJ	15.-17. LJ	Erwachsene
CCD-Winkel	134	128	126

von LANZ (1951) (Messungen an Präparaten!)

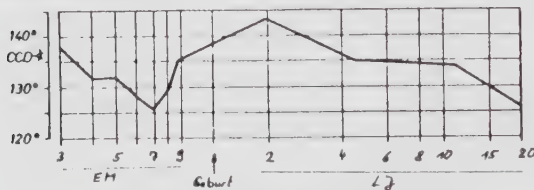


Verlauf der Mittelwerte
(insges. 448 Präparate)

MÜLLER (1971) (z.T. nach v. Lanz)

Alter	Geburt	1.-2. LJ	4.-5. LJ	10.-12. LJ	15.-17. LJ	Erw.	Greise
CCD-Winkel	137	144	135	134	128	126	120

DEBRUNNER (1973) (z.T. nach v. Lanz u. Wachsmuth)



Mittelwert beim Erwachsenen: 126°
Abweichungen von mehr als 8 - 10° sind pathologisch

DIHLMANN (1982)

Säuglinge/Kleinkinder bis Pubertät: 140° - 130°
Erwachsene : 130° - 120°

SCHMID (1973)

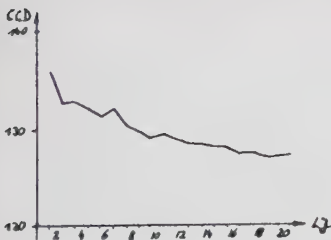
Er bestimmt offenbar die pCCD-Werte und wird deshalb hier nicht aufgeführt;

ZIPPEL (1971)

Er führt eine sehr umfangreiche Normwertbestimmung an über 800 normalen Hüftgelenken durch; für Neugeborene bestätigt er den Wert von 137° , als Mittelwert beim Erwachsenen erhält er $127,1^{\circ}$ mit einer mittleren Abweichung von $4,1$;

Alter (Jahre)	Mittelwert des CCD-Winkels und einf. Standardabweichung			
	männlich	weiblich	gesamt	(in Grad)
1 - 2	137,1 7,2	135,2 4,7	136,2 6,5	
2 - 3	132,3 4,9	132,9 5,0	132,6 4,9	
3 - 4	133,6 7,5	132,2 5,9	132,9 6,7	
4 - 5	131,2 4,7	133,2 3,1	132,2 4,0	
5 - 6	132,2 2,9	130,5 5,6	131,4 4,4	
6 - 7	132,8 8,7	131,3 5,3	132,1 7,2	
7 - 8	131,6 5,0	129,3 5,3	130,5 5,2	
8 - 9	131,5 5,6	128,3 4,1	129,9 4,9	
9 - 10	129,2 4,9	128,9 4,8	129,1 4,9	
10 - 11	129,8 3,2	129,1 1,9	129,5 2,6	
11 - 12	128,0 2,2	129,1 2,6	128,6 2,4	
12 - 13	128,3 5,1	129,6 5,5	128,9 5,3	
13 - 14	128,5 6,0	128,4 6,4	128,5 6,2	
14 - 15	127,5 4,0	129,5 2,2	128,5 3,2	
15 - 16	128,2 5,9	127,6 5,2	127,9 5,6	
16 - 17	128,0 6,2	128,0 2,3	128,0 4,7	
17 - 18	127,1 1,7	127,6 2,9	127,4 2,4	
18 - 19	127,8 5,7	126,8 3,7	127,3 4,8	
19 - 20	127,0 2,8	127,0 4,1	127,0 3,5	
über 20	126,3 3,3	127,8 4,8	127,1 4,1	

(pro Jahrgang jeweils 10 männliche und 10 weibliche Probanden)



Zippel kommt zu folgendem Ergebnis:

Der CCD-Winkel variiert individuell erheblich, die Streuung ist relativ breit, wesentliche Geschlechtsunterschiede bestehen nicht. Vom ersten Lebensjahr an bis zum Erwachsenenalter ergibt sich eine Abnahme des Winkels. (Ein postnataler Winkelanstieg, wie er von v.Lanz, Chapchal, Schmid u.a. festgestellt wurde, läßt sich nicht reproduzieren. Da er die Winkel erst nach Vollendung des ersten Lebensjahres bestimmt, muß Zippel allerdings die Möglichkeit eines Winkelanstiegs im ersten Lebensjahr offenlassen)

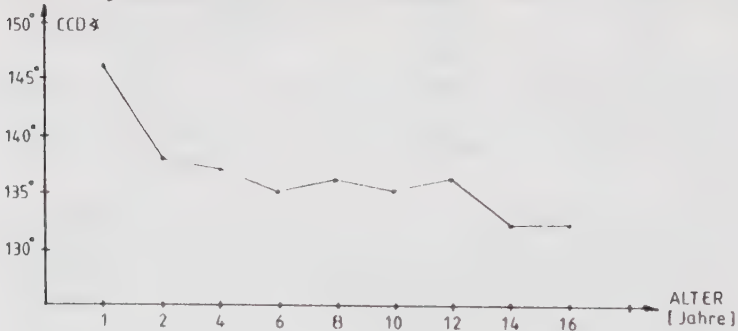
MUNZINGER u. Mitarb. (1979)

CCD-Winkelwerte, zusammengestellt nach Messungen von Hamacher, v. Lanz, Schmidt, Shands u. Steele, Zippel u.a.

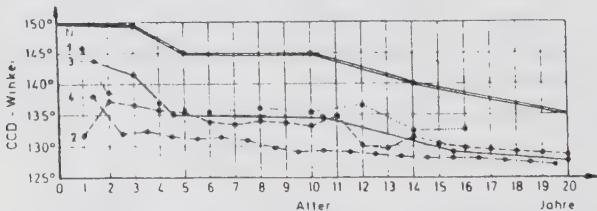
Alter (Jahre)	Normalwert (Mittelwert)	Dysplasie			
		Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4
1 - 3	140	125-150	150-155 115-125	155-160 105-115	>160 <105
3 - 5	135	125-145	145-150 115-125	150-155 105-115	>155 <105
5 - 10	132	120-145	145-150 110-120	150-155 100-110	>155 <100
10 - 14	130	120-140	140-145 110-120	145-155 100-110	>155 <100
ab 14	128	120-135	135-140 110-120	140-150 100-110	>150 <100

SHANDS u. STEELE (1958)

ermittelt entsprechend dem Rippstein'schen Verfahren;
allerdings in 10° Abduktion (mit entsprechend veränderter Formel);
228 hüftgesunde Kinder = 456 Hüften; Alter: 7 Mo bis 16 J ;



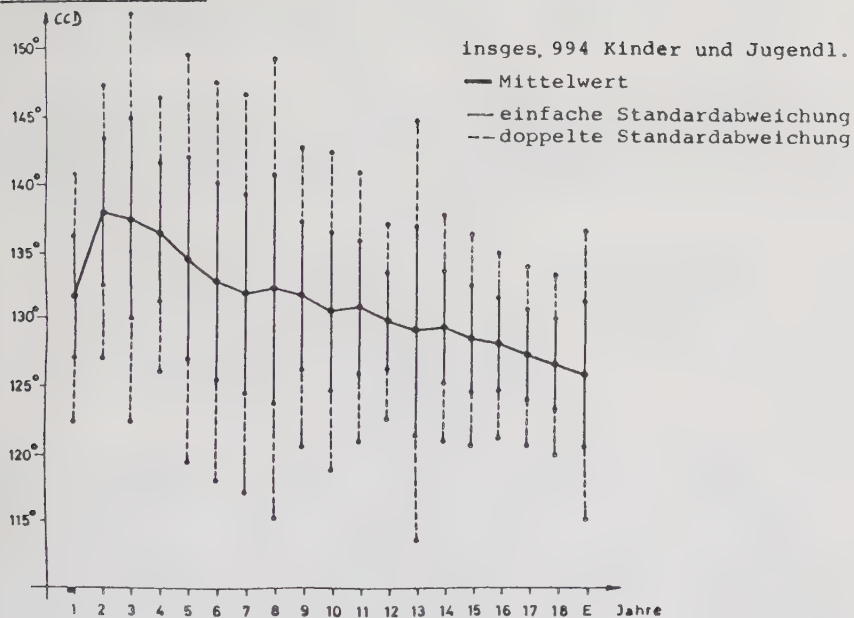
TÖNNIS (1984)



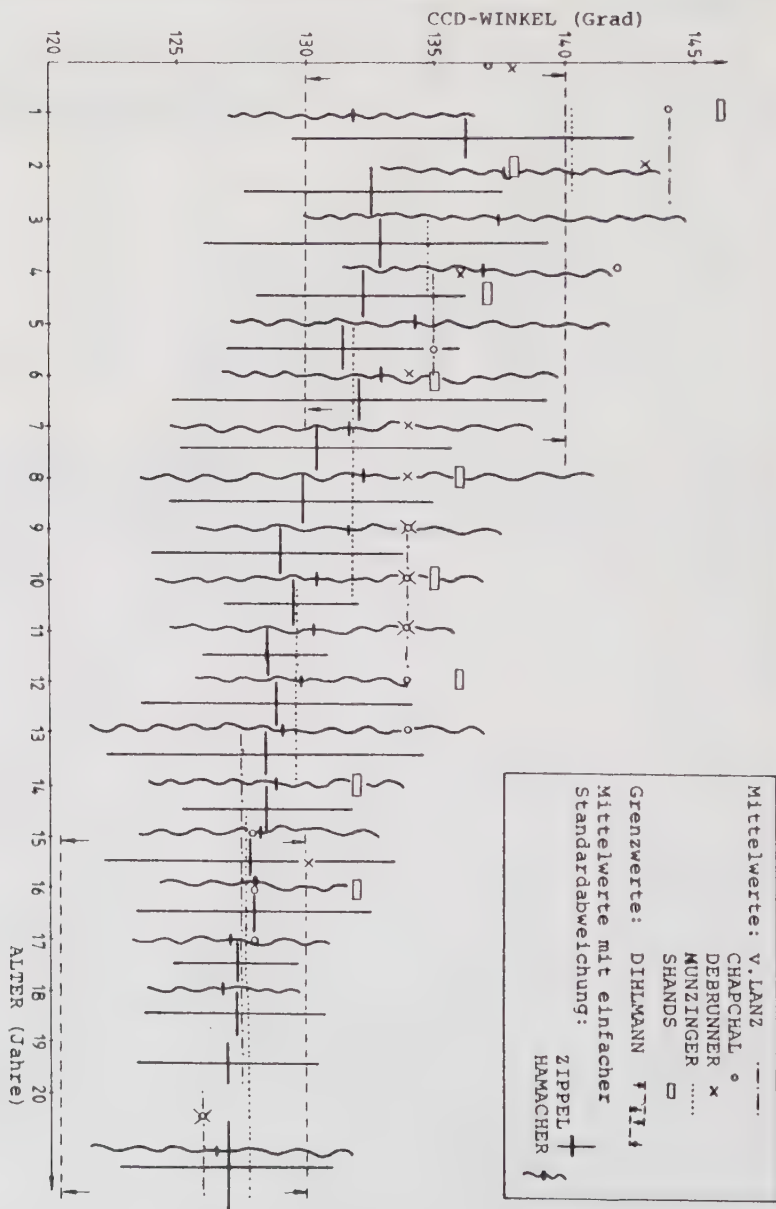
Mittelwerte des realen Schenkelhalswinkels
bei gesunden Kindern (umgerechnet mit Hilfe von AT-
Bestimmungen, nur v. Lanz ermittelte anatomische

Meßwerte). N. obere Grenze des normalen Streuungs-
bereichs (Tönnis); 1. Shands u. Steele; 2. Hamacher; 3.
v. Lanz, 4. Zippel

HAMACHER (1974)



Normalwerte des CCD-Winkels (Zusammenfassung)

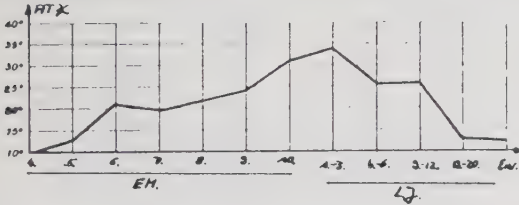


7.2 AT-Winkel

Durchschnittswert beim Erwachsenen: 12° (MIKULICZ, LANGE, PITZEN, v.LANZ, MÜLLER, DEBRUNNER, PÖSCHL, DIHLMANN u.a.)

v.LANZ (1951)

Die Entwicklung der Femurtorsion verläuft zunächst übersteigert progredient. Im zweiten, regressiven Entwicklungsabschnitt gleicht sich diese embryonale Übersteigerung weitgehend aus. Die regressiv Phase setzt nach der Geburt ein, zunächst zögernd, im Kleinkindesalter ausgeprägt.



beim Erwachsenen:
Mittelwert: 12°
mittl. Schwankung: $4^{\circ}-20^{\circ}$
Extremwerte: $-25^{\circ} - 37^{\circ}$

MÜLLER (1971)

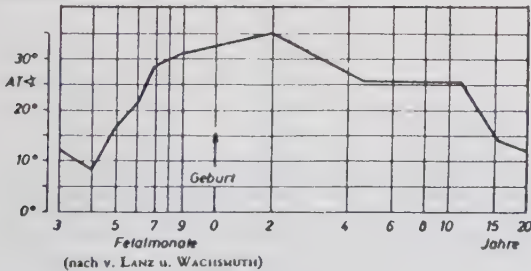
Alter	Geburt	1.-2.LJ	4.-5.LJ	10.-12.LJ	15.-17.LJ	Erwachsene
AT-Winkel	31°	30°	28°	18°	14°	12°

Bei Neugeborenen ist die AT vermehrt; mit dem Alter nimmt sie ab. Bei Hüftgelenksluxation ist die AT stets vermehrt, auch Werte von über 60° können angetroffen werden. Bei coxa vara congenita oder nach ausgeheilten jugendlichen Epiphysenlösungen ist oft eine Retrotorsion oder negative AT zu finden, die nur im medialen Schenkelhalsteil lokalisiert sein kann.

DEBRUNNER (1973)

Mittelwert beim Erwachsenen: 12° .
Abweichungen von mehr als $8 - 10^{\circ}$ sind als pathologisch zu werten.

Entwicklung des AT-Winkels



PÖSCHL (1971)

Beim AT-Winkel erfolgt, wie beim CCD-Winkel und beim Winkel der Pfanneneingangsebene, eine umwegige Entwicklung (MAU). Ein wesentlicher Seitenunterschied konnte in der Entwicklung des Winkels nicht beobachtet werden; dagegen ist es wahrscheinlich, daß er sich in der Embryonalzeit geschlechtsdimorph entwickelt.

CHAPCHAL (1965)

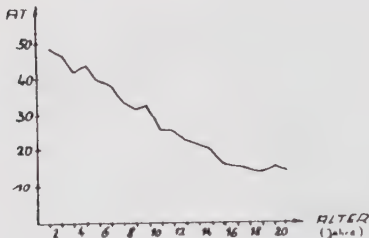
Alter	4.EM	5.EM	7.EM	8.EM	Geburt	1.LJ	5.LJ	9.-13.LJ	15.-17.LJ
AT-Winkel	5	13	23	28	31	30	20	18	14

ZIPPEL (1971)

Normwertbestimmung an über 800 Probanden; pro Jahrgang jeweils 10 männlich und 10 weibliche hüftgesunde Probanden.

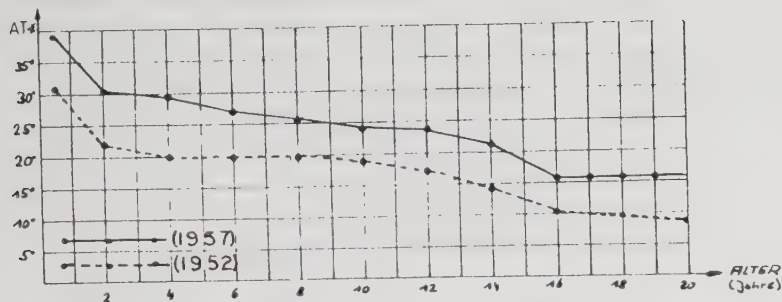
Bestimmung des AT-Winkels nach dem Verfahren von RIPPSTEIN.

Alter (Jahre)	Mittelwert des AT-Winkels und einf. Standardabweichung			
	männlich		weiblich	
1- 2	47,6	6,9	49,9	7,2
2- 3	46,4	8,6	46,8	8,9
3- 4	40,8	8,4	43,7	7,0
4- 5	41,5	6,5	47,1	5,7
5- 6	39,6	8,3	39,3	5,8
6- 7	35,7	7,4	38,7	8,1
7- 8	37,2	10,5	31,3	6,3
8- 9	34,5	10,6	28,8	6,1
9-10	36,2	13,3	29,0	10,7
10-11	26,3	9,0	26,0	10,7
11-12	24,8	7,0	25,6	5,1
12-13	23,1	6,9	23,0	5,7
13-14	23,5	8,0	20,8	8,6
14-15	20,0	4,2	20,9	7,3
15-16	15,3	3,8	16,8	5,3
16-17	14,0	3,9	16,3	2,9
17-18	14,8	5,1	14,5	4,0
18-19	12,4	5,3	14,0	4,4
19-20	15,0	2,5	15,3	3,2
über 20	12,3	6,4	15,0	4,1



Der AT-Winkel zeigt beträchtliche individuelle Schwankungen und eine entsprechend breite Streuung. Die Durchschnittswinkelwerte weiblicher Probanden liegen im allgemeinen etwas höher als bei männlichen Probanden. Die Unterschiede erwiesen sich jedoch nicht als signifikant. Altersabhängig zeigt sich vom ersten Lebensjahr an eine abnehmende Tendenz der Durchschnittswinkelwerte. Festzuhalten ist besonders die absolute Größe der Femurantetorsion in der ersten Hälfte des ersten Lebensdezenniums: Eine AT von 50-60° im 4. oder 5. Lebensjahr liegt auf Grund der breiten Streuung der Werte durchaus noch im Rahmen der physiologischen Variabilität und stellt als isolierte Veränderung kein pathologisches Merkmal dar.

DUNLAP und SHANDS (1953)
SHANDS und STEELE (1958) :



Mittelwerte des rAT-Winkels

(ermittelt in 10° Abduktion mit einer der RIPPSTEIN'schen Formel entsprechenden Formel)

1952: 215 hüftgesunde Kinder und 100 hüftgesunde Erwachsene

1957: 238 hüftgesunde Patienten

SHANDS und STEELE erklären die 5 - 9° Unterschied zwischen den beiden Kurven folgendermaßen: erstens seien die Aufnahmen 1952 nicht alle vom selben Techniker ausgeführt worden und zweitens seien die Aufnahmen offenbar noch nicht alle in genau 10° Abduktion vorgenommen worden, sondern die Abduktion wäre z.T. höher gewesen (bis zu 35°).

Gültig sei daher die 1957 ermittelte Kurve (—•—).

FABRY, MacEWEN, SHANDS (1973):

Sie ermitteln den rAT-Winkel an 432 hüftgesunden Kindern, entsprechend dem RIPPSTEIN'schen Verfahren (in 20° Abduktion);

Alter (Jahre)	Anzahl	rAT-Winkel	
		Mittelwert	Standardabweichung
1	96	31,1	8,9
2	74	30,0	8,5
3	66	26,7	7,3
4	78	26,2	7,8
5	66	26,7	7,4
6	68	26,6	7,2
7	52	23,2	7,0
8	40	24,4	6,5
9	42	21,3	5,5
10	54	20,9	6,6
11	40	20,6	7,5
12	38	19,9	6,4
13	48	20,0	6,1
14	34	14,5	8,6
15	42	15,4	8,0
16	26	15,4	7,6

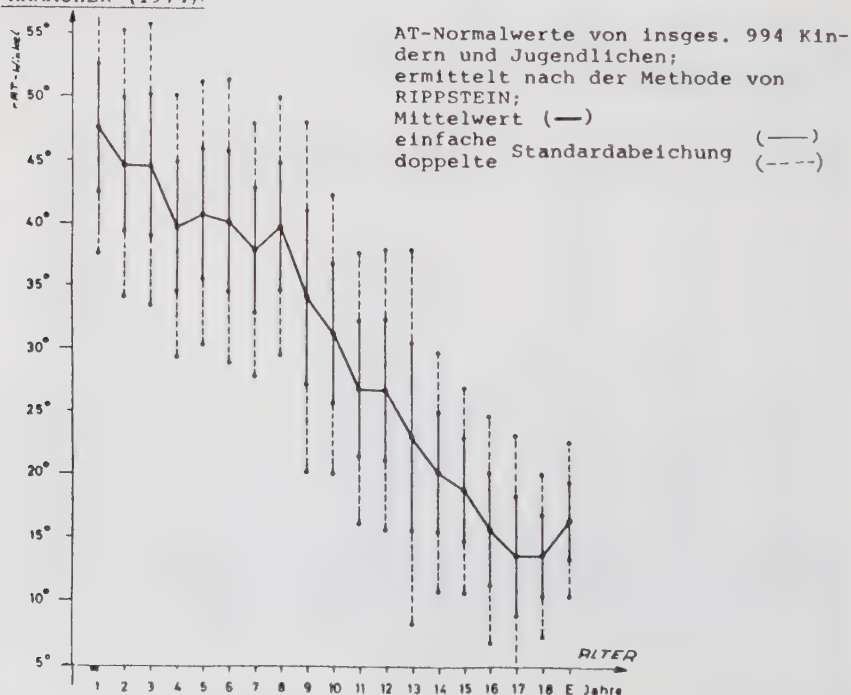
Bei Kindern mit kongenitaler Hüftluxation finden sie deutlich erhöhte AT-Werte (um 5 - 20° höhere Mittelwerte); aber auch bei dem "normalen" Hüftgelenk von Kindern mit einseitiger Hüftluxation ergeben sich deutlich erhöhte AT-Werte.

MUNZINGER u.Mitarb. (1979)

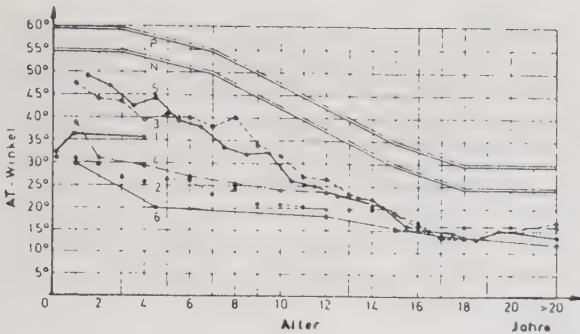
rAT-Werte; zusammengestellt nach Messungen von FABRY, MacEWEN u. SHANDS, HEINRICH, HENNING u. THIEL, HAMACHER, SCHMIDT, ZIPPEL u.a.

Alter (Jahre)	Normalwert (Mittelwert)	Dysplasie			
		Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4
1- 3	45	35-55	55-60 25-35	60-75 20-25	75 20
3- 7	40	30-50	50-55 20-30	55-70 15-20	70 15
7- 9	35	25-45	45-50 15-25	50-65 10-15	65 10
9-11	30	20-40	40-45 10-20	45-60 5-10	60 5
11-13	25	15-35	35-40 10-15	40-55 5-10	55 5
13-15	20	10-30	30-35 5-10	35-50 0- 5	50 0
ab 15	15	10-25	25-30 5-10	30-45 0- 5	45 0

HAMACHER (1974):



TÖNNIS (1984)



Mittelwerte des reellen AT-Winkels bei gesunden Kindern (umgerechnet mit Hilfe des CCD-Winkels, nur v. Lanz sowie H. Schmidt ermittelten anatomischen Meßwerte) P. Grenze zum eindeutig patho-

logischen Bereich (Tönnis); N. Grenze des normalen Streubereichs. 1. H. Schmidt; 2. Fabry et al., 3. Hamacher; 4. Shands u. Steele; 5. Zippel; 6. v. Lanz

JANI u. Mitarb. (1979).

Erhöhte AT-Werte (verbunden meist mit dem klinischen Symptom des Einwärtsgangs) finden sich bei der idiopathischen coxa antetorta.

Zu ihrem Spontanverlauf liegt eine Kontrolluntersuchung an 148 Patienten nach Wachstumsabschluß von JANI u. Mitarb. vor (AT- und CCD-Bestimmung nach der Methode von RIPPSTEIN); sie zeigt eine deutliche spontane Rückbildungstendenz der erhöhten AT, die beim männlichen Geschlecht signifikant größer als beim weiblichen ist. Nur 12,5% der untersuchten Hüften weisen nach Wachstumsabschluß noch einen AT-Winkel von über 35° auf.

JANI u. Mitarb. sehen eine AT von 35° als obere Grenze des Normbereichs an, da diese knapp über der einfachen Standardabweichung ihres Gesamtkollektivs liegt und etwa der doppelten Standardabweichung des aus anderen Untersuchungen bekannten Normalkollektivs entspricht; AT-Winkel von über 35° nach Wachstumsabschluß betragen - bei retrospektiver Betrachtung - zwischen dem 8. und 12. LJ mehr als 50°, während die übrigen Hüften (AT-Winkel nach Wachstumsabschluß 35°) Durchschnittswerte von 40° aufwiesen.

Zusammenfassung:

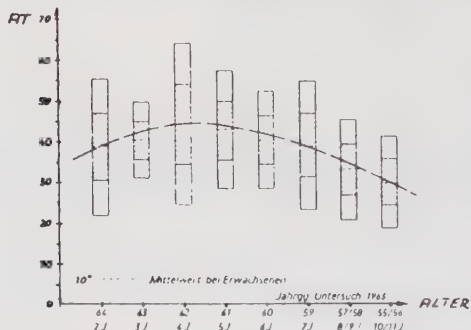
Diagnose der idiopathischen coxa antetorta

Alter	nach Wachstumsabschluß	8. bis 12. LJ
AT-Winkel	> 35°	> 50°

evtl. OP-Indikation

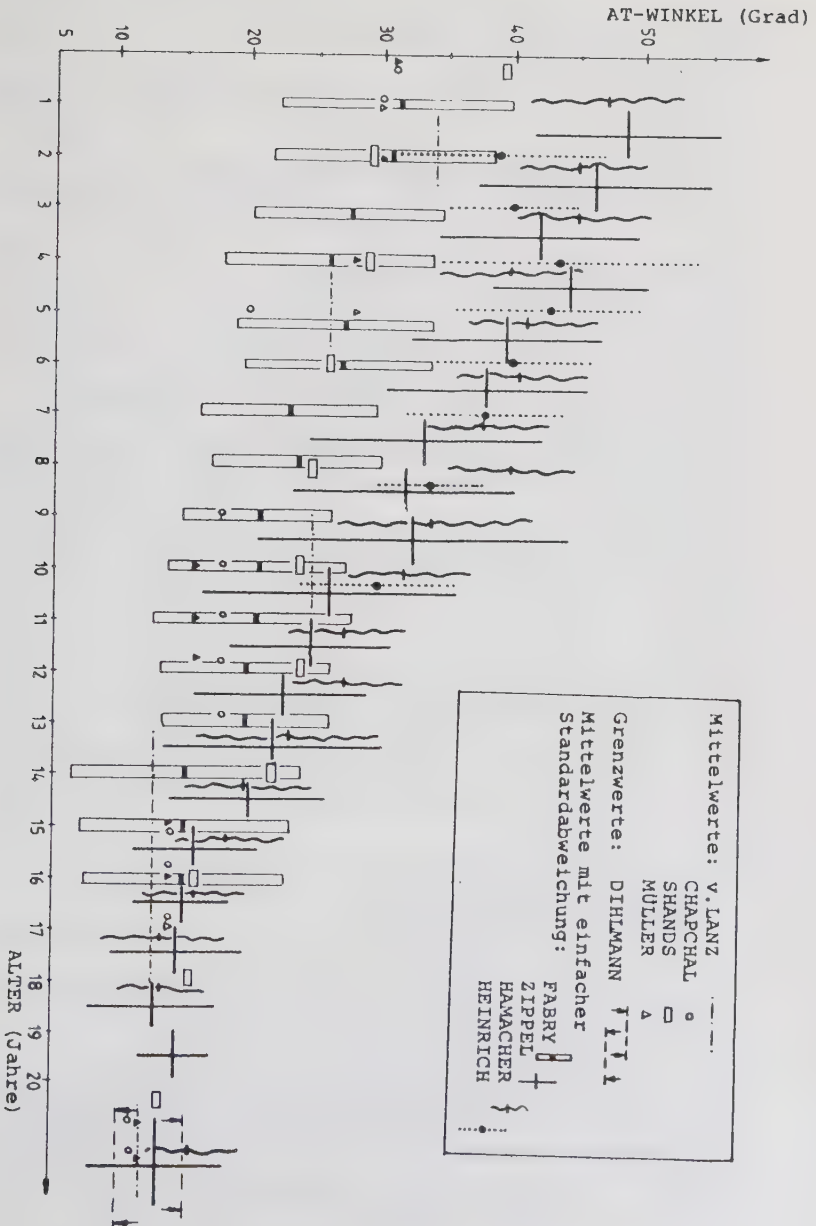
HEINRICH u. Mitarb. (1968)

Sie bestimmen an 40 Mädchen und 45 Jungen zw. dem 2. und 11. bzw. 13. LJ die Femurantetorsion röntgenologisch nach der Methode von RIPPSTEIN; alle Probanden waren hüftgesund und wiesen auch sonst keine orthopädische Abnormität auf. Nach ihren Messungen ist das Maximum der AT im Alter zwischen 4 und 5 Jahren erreicht. Der Mittelwert beträgt in diesem Alter ungefähr 45° , mit einer Schwankungsbreite von etwa $35^{\circ} - 55^{\circ}$. Ab dem 4. LJ setzt eine spontane Derotation ein.



(160 rechte und linke Hüften von 80 Jungen und Mädchen;
je Jahrgang 10 Probanden)

Normalwerte des AT-Winkels (Zusammenfassung)



8. Literatur

- Chapchal, G.: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie der Hüfte. Enke Verlag, Stuttgart 1965
- Debrunner, H.U.: Orthopädisches Diagnostikum. 2.Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1973
- Debrunner, H.U.: Was verstehen wir unter Antetorsion, kritische Bemerkungen zur Arbeit von G. König. Z. Orthop. 110 (1972) 76-82
- Dihlmann, W.: Gelenke- und Wirbelverbindungen, klinische Radiologie. 2.Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1982
- Dunlap, K., A.R. Shands et al.: A new method for determination of torsion of the femur. J.Bone Joint Surg. A 35 (1953) 289-311
- Elsasser, U., N. Walker: Zur Bestimmung der Torsion des Schenkelhalses. Z. Orthop. 111 (1973) 926-933
- Fabry, G., G.D. MacEwen, A.R. Shands: Torsion of the femur. J.Bone Joint Surg. A 55 (1973) 1726
- Fick, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke, III. G. Fischer Verlag, Jena 1911
- Gekeler, J.: Die Hüftkopfepiphysenlösung - Radiometrie und Korrekturplanung. Bücherei des Orthop. Bd. 19, Enke Verlag, Stuttgart 1977
- Groß, F., H. Haike: Bestimmung der Genauigkeit und der Fehlerquellen des Rippstein'schen Verfahrens zur Messung der Antetorsion des coxalen Femurendes. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 67 (1970) 234-243
- Groß, F.: Die röntgenologische Bestimmung der Antetorsion des coxalen Femurendes nach Rippstein - Genauigkeit und Fehlerquellen. Z. Orthop. 110 (1972) 998-1005
- Grunewald, J.: Über Beanspruchungsdeformitäten. Z. Orthop. Chir. 38 (1918) 449-508
- Hamacher, G.: Röntgenologische Normalwerte des Hüftgelenkes. Orthop. Praxis 10 (1974) 23
- Heinrich, R., A. Hennig, K.W. Thiel: Röntgenologische Untersuchung zur umwegigen Entwicklung der Femurtorsion bei hüftgesunden Kindern. Z. Orthop. 104 (1968) 555-561
- Jani, L., U. Schwarzenbach, K. Afifi, et al.: Verlauf der idiopathischen Coxa antetorta. Orthopäde 8 (1979) 5-11
- König, G., W. Schult: Der Antetorsions- und Schenkelhalsschaftwinkel des Femur. Bücherei des Orthop. Bd. 10, Enke Verlag, Stuttgart 1973
- König, G.: Röntgenologische Darstellung des koxalen Femurendes für Winkelmessungen. Z. Orthop. 115 (1977) 310-320
- Lange, F.: Die Diagnose der Coxa vara und Coxa valga. Z. Orthop. 41 (1921) 135-146
- Lanz, T. von: Anatomie und Entwicklung des menschlichen Hüftgelenks. Verh. dt. orthop. Ges. 37 (1949) 8
- Lanz, T. von: Über umwegige Entwicklungen am menschlichen Hüftgelenk. Schweiz. Med. Wochenschrift 43 (1951) 1053-1056
- Lanz, T. von, W. Wachsmuth: Praktische Anatomie I 4, Springer Verlag, Berlin 1938
- Mau, H.: Grundlagen und Probleme der intertrochanteren Adduktions-Detorsionsosteotomie bei der Behandlung der Hüft-dysplasie. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 53 (1962) 524-555
- Mikulicz, J.: Über individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen. Archiv f. Anatomie u. Physiologie (1878) 351-404
- Morscher, E.: Die mechanischen Verhältnisse des Hüftgelenks. Z. Orthop. 94 (1961) 374-394

- Müller, M.E.: Posttraumatische Achsenfehlstellungen an den unteren Extremitäten. Huber Verlag, Bern 1967
- Müller, M.E.: Die hüftnahen Femurosteotomien. 2. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart 1971
- Munzinger, U., R.P. Meyer, N. Gschwend: Funktionelle Frühbehandlung der Hüftdysplasie und Hüftsubluxation. Orthopäde 8 (1979) 22-29
- Pauwels, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-NewYork 1965
- Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-NewYork 1973
- Pitzen, P.: Frühdiagnose der angeborenen Hüftverrenkung. Verh. dt. orthop. Ges. 37 (1949) 84
- Pöschl, M.: Juvenile Osteo-chondro-Nekrosen. In: Handbuch der med. Radiologie, Bd. V/4. Hrsg. L. Diethelm, Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-NewYork 1971
- Rippstein, J.: Zur Bestimmung der Antetorsion des Schenkelhalses mittels zweier Röntgenaufnahmen. Z. Orthop. 86 (1955) 345-360
- Rogers, S.P.: Observations on torsion of the femur. J. Bone Joint Surg. A 16 (1934) 284-289
- Ruby, L., M.A. Mital, J. O'Connor, U. Patel: Anteversion of the femoral neck. J. Bone Joint Surg. A 61 (1979) 46-51
- Ryder, Ch.T., L. Crane: Measuring femoral anteversion: the problem and a method. J. Bone Joint Surg. A 35 (1953) 321-328
- Schmid, F.: Pädiatrische Radiologie, Bd. I. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-NewYork 1973
- Schwetlick, W.: Eine Methode zur Bestimmung des Schenkelhalsneigungs- und Antetorsionswinkels durch die Röntgenkinematographie. Z. Orthop. 104 (1968) 288-291
- Shands, A.R., M.K. Steele: Torsion of the femur. J. Bone Joint Surg. A 40 (1958) 803-816
- Sträßer, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik, III. Springer Verlag, Berlin 1917
- Tönnis, D.: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-NewYork-Tokyo 1984
- Zippel, H.: Untersuchungen zur Normalentwicklung der Formelemente am Hüftgelenk im Wachstumsalter. Beitr. Orthop. 18 (1971) 255-269

LEBENS LAUF

Stephan Grunert

Weidenstr. 21
8120 Weilheim

Geburtsdatum	05.05.1959
Geburtsort	Weilheim
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig
Konfession	katholisch

Vater	Bernhard Grunert, geb. am 29.03.30 Beruf: Oberstudiendirektor
Mutter	Erika Grunert, geborene Dietl, geb. am 08.07.30 Beruf: Hausfrau
Geschwister	Schwester Brigitte, geb. am 17.12.60 Schwester Annette, geb. am 05.05.64

Ausbildungsdaten

1965 - 1969	Grundschule Weilheim
1969 - 1978	Gymnasium Weilheim
1978	Abitur
1978 - 1980	zweijährige Dienstzeit bei der Bundeswehr
1980 - 1987	Studium der Medizin; LMU - München
11.05.1987	Ärztliche Prüfung

